

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

ANÁLISIS DE LA POTENCIA DE INSPIRACIÓN EN PACIENTES EN PROCESO DE EXTUBACIÓN



Memoria y Anexos

Autor: Maria Palomera Peyret
Director: Beatriz F. Giraldo Giraldo
Convocatoria: Septiembre 2018



Resumen

En la práctica clínica el proceso de extubación continua siendo un proceso complejo. Este estudio tiene como objetivo identificar los parámetros que ayuden a predecir el éxito en la extubación de pacientes asistidos mediante ventilación mecánica. Mediante el análisis de la señal de flujo respiratorio se extraen los parámetros que la caracterizan para determinar cuáles de ellos son claves para el objetivo del estudio.

Para realizar el análisis de la señal de flujo respiratorio se han analizado estadísticamente mediante el test de Kolmogorov-Smirnov los parámetros del patrón respiratorio extraídos. Estos parámetros han proporcionado con la clasificación mediante Máquinas de Soporte Vectorial buenos resultados en cuanto a exactitud en la predicción. El método de clasificación de Análisis Discriminante Lineal ha establecido que parámetros relacionados con la potencia de inspiración son potencialmente relevantes en el resultado de la prueba de extubación.

Resum

A la pràctica clínica el procés d'extubació continua sent un procés complex. Aquest estudi té com a objectiu identificar els paràmetres que ajudin a predir l'èxit en l'extubació de pacients assistits amb ventilació mecànica. Mitjançant l'anàlisi del senyal de flux respiratori s'extrauen els paràmetres que la caracteritzen per a determinar quins són clau per a l'objectiu de l'estudi.

Per realitzar l'anàlisi del senyal de flux respiratori s'han analitzat estadísticament mitjançant el test de Kolmogorov-Smirnov els paràmetres del patró respiratori extrets. Aquests paràmetres han proporcionat amb la classificació amb les Màquines de Suport Vectorial bons resultats pel que fa a l'exactitud de la predicció. El mètode de classificació d'Anàlisi Discriminant Lineal ha establert que paràmetres relacionat amb la potencia d'inspiració són potencialment rellevants en el resultat de la prova d'extubació.

Abstract

Extubation process is still being a complex process on clinical practice. The main objective of this study is to identify the parameters that may help on the result prediction of extubation on patients assisted on mechanical ventilation. Through respiratory flow signal analysis characteristic parameters are extracted to determine which ones are key factors to the study objective.

Extracted parameters of the respiratory pattern have been statistically analyzed with the Kolmogorov-Smirnov test. These parameters have provided good results regarding to accuracy on the classification with Support Vector Machines. Linear Discriminant Analysis classification method has determined that inspiratory power related parameters are potentially relevant on weaning result.

Índice

RESUMEN	3
RESUM	4
ABSTRACT	5
1. INTRODUCCIÓN	13
2. CONTEXTO DEL ESTUDIO	15
3. SISTEMA RESPIRATORIO	17
3.1. Respiración.....	17
3.2. Señales del sistema respiratorio.....	18
3.3. Adquisición de la señal.....	21
3.4. Ventilación mecánica.....	23
3.5. Métodos de extubación	24
4. BASE DE DATOS Y PREPROCESADO DE LA SEÑAL	27
4.1. Base de datos WEANDB.....	27
4.2. Preprocesado de la señal de flujo respiratorio	29
5. PROCESADO DE LA SEÑAL	33
5.1. Detección de puntos significativos.....	33
5.2. Caracterización.....	34
5.2.1. Parámetros temporales	34
5.2.2. Potencia de inspiración y Potencia de espiración	35
5.2.3. Relación entre parámetros	36
6. ESTADÍSTICA	37
6.1. Estadística descriptiva	37
6.2. Inferencia estadística.....	40
6.2.1. U Mann-Whitney.....	41
6.2.2. Kolmogorov – Smirnov	41
6.3. Métodos de clasificación.....	41
6.3.1. Análisis Discriminante Lineal	42
6.3.2. Maquinas soporte vectorial.....	43
6.3.3. Regresión lineal.....	45
6.4. Métodos de validación.....	46
6.4.1. Cross Validation	46
6.4.2. Hold out	46

6.5. Medidas de calidad	47
6.5.1. Exactitud.....	47
6.5.2. Sensibilidad y especificidad.....	47
6.5.3. Valor predictivo positivo y valor predictivo negativo.....	48
7. RESULTADOS	51
7.1. Caracterización	51
7.2. Comparación entre grupos de pacientes	59
7.3. Clasificación	64
8. DISCUSIÓN	69
CONCLUSIONES	71
ANÁLISIS DEL IMPACTO AMBIENTAL	73
PRESUPUESTO Y/O ANÁLISIS ECONÓMICO	75
Adquisición de bienes y equipos	75
Ingeniería	75
Resumen del presupuesto.....	75
REFERENCIAS	77

ANEXO A: RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN	81
A1. Tabla de caracterización por paciente.....	81
A2. Tabla de caracterización por grupo	87
A3. Tabla de caracterización por sexo.....	87
A4. Tabla de caracterización por edad	88
ANEXO B: RESULTADOS DEL CONTRASTE DE HIPÓTESIS	89
ANEXO C: RESULTADOS DE CLASIFICACIÓN	93
C1. Análisis Discriminante Lineal	93
C2. Máquinas de soporte vectoral.....	95
ANEXO D: CÓDIGO DEL PROGRAMA	97
D1. Código del filtro Butterworth.....	97
D2. Definición de puntos significativos	99
D3. Obtención de parámetros	101
D4. Test de Kolmogorov-Smirnov	104
D5. Obtención de parámetros estadísticamente significativos.....	105

Índice de figuras

Figura 3.1 Sistema respiratorio humano y sus órganos principales [8].	17
Figura 3.2 Parámetros de la señal respiratoria indicados en un ciclo respiratorio [9].	18
Figura 3.3 Señal (a) flujo respiratorio y (b) volumen respiratorio de un paciente en proceso de extubación [10].	20
Figura 3.4 Diagrama de bloques de la adquisición de la señal de flujo respiratorio [11].	21
Figura 3.5 Muestra de cabina para realizar la pletismografía [13].	22
Figura 3.6 Espirómetro estándar para la medición del volumen respiratorio.	22
Figura 4.1 Flujo del proceso de extubación mediante prueba de tubo en T.	28
Figura 4.2 Periodograma de una de las señales de flujo respiratorio de WEANDB.	29
Figura 4.3 Comparación de la señal de flujo respiratorio para distintos órdenes del filtro paso bajos.	30
Figura 4.4 Comparación del filtro Butterworth de orden 4 y orden 6.	31
Figura 4.5 Resultado del filtrado de la señal de flujo.	31
Figura 5.1 Resultado de la detección de puntos significativos.	33
Figura 5.2 Caracterización temporal de la señal de flujo respiratorio.	34
Figura 5.3 Parámetros de caracterización de la señal de flujo respiratorio.	35
Figura 6.1 Distancia intercuartil en una distribución normal [21].	38
Figura 6.2 Formas de una distribución según su curtosis [22].	39
Figura 6.3 Descripción gráfica de un contraste bilateral (1) y un contraste unilateral (2) [24].	40
Figura 6.4 Esquema de funcionamiento de los métodos de aprendizaje supervisado.	42
Figura 6.5 Ejemplo de aplicación de LDA en una población con dos grupos.	43
Figura 6.6 Representación de aplicar el modelo SVM.	44

Figura 6.7 Hiperplano del modelo de regresión lineal con dos variables independientes.45

Figura 7.1 Distribución normal de PIns para los grupos de pacientes G0, G1 y G2. ____53

Figura 7.2 Prueba de normalidad la asimetría (sk) del parámetro D_{Inf}/T_{Tot} de los tres grupos.

____58

Índice de tablas

Tabla 4.1 Datos clínicos de los pacientes de la base de datos WEANDB [2].	28
Tabla 5.1 Resumen de nomenclatura de los parámetros de caracterización	36
Tabla 6.1 Resumen de nomenclatura de las medidas estadísticas	39
Tabla 6.2 Matriz de confusión y parámetros obtenidos a partir de ésta.	49
Tabla 7.1 Valores de caracterización del grupo éxito.	51
Tabla 7.2 Valores de caracterización del grupo fracaso.	52
Tabla 7.3 Valores de caracterización del grupo reintubados.	52
Tabla 7.4 Valores de caracterización de relación de parámetros del grupo éxito.	54
Tabla 7.5 Valores de caracterización de relación de parámetros del grupo fracaso.	55
Tabla 7.6 Valores de caracterización de relación de parámetros del grupo reintubados.	56
Tabla 7.7 Valores de caracterización del grupo A.	56
Tabla 7.8 Valores de caracterización del grupo B.	57
Tabla 7.9 Valores de caracterización del grupo C.	57
Tabla 7.10 Cantidad de parámetros significativos mediante los dos test.	59
Tabla 7.11 Parámetros comunes del resultado del test de M-W y K-S.	60
Tabla 7.12 Parámetros no comunes del resultado del test de M-W y K-S.	60
Tabla 7.13 P-valor mínimo de cada grupo comparado y parámetro al que corresponde.	61
Tabla 7.14 Resultados positivos del test de K-S entre el G0 y el G1.	62
Tabla 7.15 Resultados positivos del test de K-S entre el G0 y el G2.	63
Tabla 7.16 Resultados positivos del test de K-S entre el G1 y el G2.	64
Tabla 7.17 Resultados de clasificación con los parámetros del test M-W y LDA.	65
Tabla 7.18 Resultados de clasificación con los parámetros del test K-S y LDA.	65

Tabla 7.19 Resultados de clasificación con los parámetros del test M-W y SVM. _____ 66

Tabla 7.20 Resultados de clasificación con los parámetros del test K-S y SVM. _____ 66

Tabla 7.21 Parámetros óptimos obtenidos en el modelo LDA para cada grupo. _____ 66

1. Introducción

Uno de los problemas de la clínica en la sociedad actual está relacionado con el sistema respiratorio. Cuando un paciente es sometido a ventilación mecánica es necesario adecuar los tiempos para la retirada de la asistencia respiratoria. Para ello se propone en este proyecto el análisis de la señal de flujo respiratorio de pacientes en proceso de extubación para ayudar a determinar el momento óptimo del destete.

Se propone obtener la potencia de inspiración y espiración de los pacientes en proceso de extubación para determinar características que permitan identificar a los que han tenido éxito en el destete, que han fracasado o que han sido reintubados.

Desde la óptica de la electrónica industrial, orientada al procesado y análisis de señales biomédicas, se plantea el diseño de algoritmos que permitan identificar parámetros que ayuden en este proceso de extubación así como un análisis estadístico de los resultados.



2. Contexto del estudio

La ventilación mecánica es un procedimiento común y cada vez más utilizado en las áreas de cuidados intensivos. Factores como el envejecimiento de la población o la mejora de las técnicas de ventilación mecánica fomentan un aumento de la aplicación de este tratamiento médico [1]. Sin embargo, la ventilación mecánica no está exenta de riesgos, y conforme se prolonga la asistencia de las funciones respiratorias con este método, lo hacen también los riesgos asociados a ella [2]. Es por ello que la determinación del momento idóneo de retirada de la ventilación mecánica es vital para la recuperación del paciente.

En el proceso de destete se distinguen tres grupos de pacientes: a los que no se les retira la ventilación mecánica, aquellos que sí pueden mantener las funciones respiratorias y son extubados y, por último, el grupo de pacientes que tras haber sido retirada la ventilación mecánica deben ser entubados de nuevo antes de 48h. Este último grupo está sometido durante el tiempo que mantiene la ventilación espontánea a *dístress* respiratorio [3]. Algunos estudios sitúan en alrededor del 25% los pacientes que deben ser reintubados [4], mientras que en otros es de entre el 10 y el 15 % [5].

Poder identificar estos pacientes y así evitar su extubación fallida es uno de los retos médicos al que este estudio pretende contribuir. En este estudio se propone analizar la parte activa de la respiración mediante los parámetros que la caracterizan para determinar si éstos pueden ayudar a la predicción del resultado de la prueba de extubación. De ser así, podría llegar a suponer un menor grado de complicaciones en el destete de los pacientes.



3. Sistema Respiratorio

El aparato respiratorio es el conjunto de órganos que los seres vivos necesitan para el intercambio de gases con el medio ambiente. Forman parte del sistema respiratorio todos los órganos que intervienen en el proceso de intercambio de gases: fosas nasales, boca, tráquea, etc. Y el órgano principal son los pulmones. Sin embargo, músculos como el diafragma o los músculos intercostales, incluidos en la Figura 3.1, intervienen también en la respiración, pues se contraen y relajan durante el proceso permitiendo el flujo de gases entre el organismo y el ambiente [6].

3.1. Respiración

El proceso de respiración está formado por distintas etapas: ventilación, intercambio de gases y transporte de oxígeno. La ventilación consiste en intercambio cíclico de aire entre la atmósfera y los pulmones. Este proceso consta de dos etapas: la inspiración y la espiración [7].

- **Inspiración o inhalación.** Es la fase activa de la ventilación, durante la cual entra aire desde la atmósfera a los pulmones. Para ello, los músculos involucrados en la respiración se contraen, por lo que aumenta el tamaño del tórax y los pulmones pueden expandirse. La presión intrapulmonar (la presión del aire en los pulmones) durante la inspiración es menor que la presión atmosférica.
- **Espiración o exhalación.** Es el proceso inverso a la inhalación y constituye la fase pasiva del proceso de ventilación. El tórax vuelve a su posición inicial y los músculos que estaban contraídos se relajan, por lo que la presión intrapulmonar aumenta y el aire de los pulmones se expulsa.

En estado de reposo, el ciclo de respiración se produce una media de 15 veces por minuto.

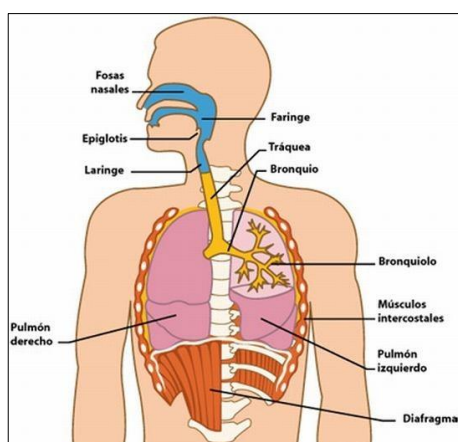


Figura 3.1 Sistema respiratorio humano y sus órganos principales [8].

3.2. Señales del sistema respiratorio

La señal respiratoria hace referencia a los ciclos respiratorios de una persona y está constituida por sucesivos ciclos de inspiración y espiración. En relación con la señal respiratoria se puede hacer referencia a volumen, presión, flujo o concentración de gases espirados.

La **presión respiratoria** está estrechamente relacionada con el movimiento de los músculos respiratorios durante el proceso de ventilación, y se distingue entre la presión alveolar, transpulmonar y pleural [4]. Durante la inspiración, la presión alveolar debe ser inferior a la atmosférica, lo que permite la entrada de típicamente 500 mL de aire a los pulmones a través de los conductos respiratorios. En cambio, para la expulsión de los gases durante la espiración, la presión debe aumentar, y lo hace gracias al movimiento de los músculos respiratorios [7].

La ventilación pulmonar también puede estudiarse mediante la caracterización del volumen de aire que interviene en el proceso respiratorio de ventilación, el **volumen respiratorio**. La cantidad de aire que entra y sale de los pulmones es el volumen tidal, también es conocido como volumen corriente, y en condiciones normales es de unos 6 mL/kg [9]. En la Figura 3.2 se especifican los principales parámetros de la señal de volumen respiratorio en cuanto a capacidades y volúmenes.

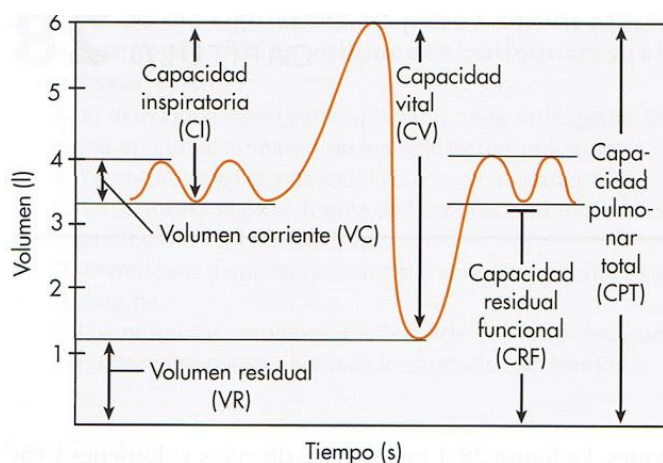


Figura 3.2 Parámetros de la señal respiratoria indicados en un ciclo respiratorio [9].

De estos parámetros se presentan las definiciones correspondientes [4]:

- Capacidad inspiratoria (CI): Es la cantidad máxima de aire que un individuo puede respirar expandiendo al máximo los pulmones. Se estima en unos 3 L de aire.
- Capacidad pulmonar (CP): Cantidad de aire en el aparato respiratorio tras una inspiración forzada, es decir, el volumen máximo al que pueden dilatarse los pulmones. Es el conjunto del volumen de aire residual y la capacidad vital, en total, unos 6 L de aire.
- Capacidad residual funcional (CRF): Volumen de aire en los pulmones tras una espiración regular, no forzada. Supone unos 3 L de aire o lo que es lo mismo, el volumen de reserva espiratorio sumado al volumen residual.
- Capacidad vital (CV): Volumen máximo de aire que puede expulsarse tras una inspiración forzada. Como puede aproximarse con la imagen anterior, supone alrededor de 5 L de aire.
- Volumen corriente (VC o VT): Volumen de aire inspirado en una respiración normal. Equivale a unos 500 mL.
- Volumen residual (VR): Volumen de aire en los pulmones tras una espiración forzada. Éste no puede ser exhalado y supone algo más de 1 L de aire.
- Volumen de reserva espiratorio (VRE): Cantidad de aire en los pulmones tras una espiración forzada.
- Volumen de reserva inspiratorio (VRI): Cantidad de aire en los pulmones tras una inspiración forzada. Es el volumen máximo de aire que se puede inspirar por encima del volumen tidal.

El **flujo respiratorio** es la masa de aire intercambiada con el entorno por unidad de tiempo. La Figura 3.3 muestra la diferencia entre la señal de volumen respiratorio (señal b) y la señal de flujo respiratorio (señal a). El flujo respiratorio se define como la relación entre la diferencia de presiones y la resistencia de las vías aéreas, esto permite, por ejemplo, saber el grado de obstrucción de los conductos respiratorios. El incremento de presiones, reflejado en la ecuación 3.1, se obtiene de la diferencia entre la presión en la boca y la presión en los alvéolos pulmonares [4].

$$Flujo = \frac{\Delta P}{R} \quad 3.1$$

En la comparación entre la señal de flujo y volumen respiratorio se comprueba que ambas señales están estrechamente relacionadas y el volumen tidal es muestra de ello. Mientras que en la gráfica b de la Figura 3.3 el V_T se corresponde con la diferencia de volúmenes entre el punto máximo y el mínimo, en la señal a, de flujo respiratorio, este valor se obtiene del punto máximo del ciclo respiratorio.

Los tramos de inspiración y espiración pueden identificarse fácilmente en ambas gráficas. En el caso del volumen respiratorio, la inspiración se produce en el tramo de pendiente positiva de la señal y la espiración, por el contrario, en el tramo de pendiente negativa. En la señal de flujo el tiempo de inspiración es el que transcurre durante la parte positiva de la señal y el de espiración durante la parte de la señal por debajo de los 0 mL/s.

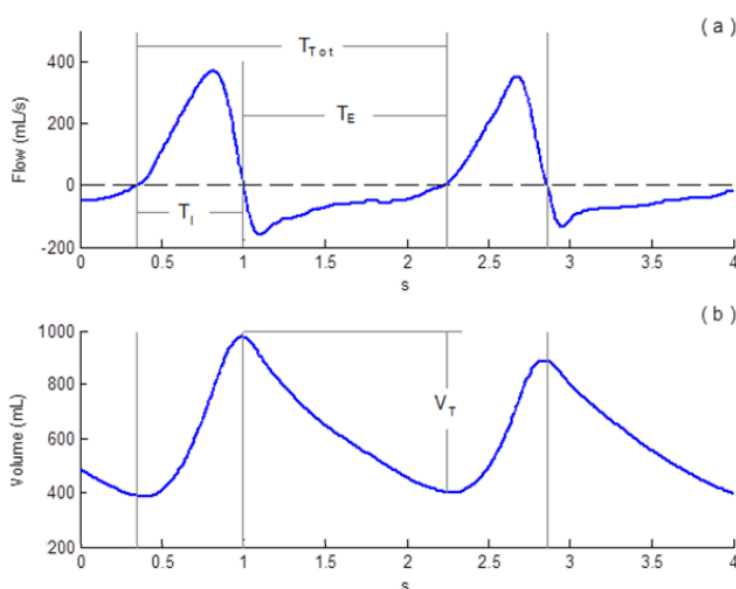


Figura 3.3 Señal (a) flujo respiratorio y (b) volumen respiratorio de un paciente en proceso de extubación [10].

También se puede analizar la función respiratoria a partir de la medición de la **concentración de oxígeno y dióxido de carbono** en el organismo. Valores anormales de estas concentraciones pueden ser indicadores para el diagnóstico del paciente. La presión de O_2 puede medirse en los alveolos pulmonares o en sangre, siendo sus valores normales de 100 mmHg y 40 mmHg, respectivamente. En cuanto al CO_2 , valores de presión normales están alrededor de los 40 mmHg en los alveolos y de 46 mmHg en sangre. El oxígeno se mueve de los alveolos a los capilares pulmonares y el dióxido de carbono del plasma al interior de los alveolos [7].

3.3. Adquisición de la señal

Existen distintos métodos de adquisición de señales respiratorias, sin embargo, todas siguen, a grandes rasgos, el mismo diagrama de bloques en el proceso (Figura 3.4). El primer bloque del diagrama corresponde al aparato de medida, en este caso, un neumotacógrafo que va acoplado al transductor de presión diferencial. El transductor convierte la diferencia de presiones detectada por el sensor en una señal analógica de tensión.

El circuito de acoplamiento permite acondicionar la señal antes de su conversión, que típicamente consiste en una etapa amplificadora. El proceso de convertir la señal analógica en una digital puede hacerse mediante un circuito integrado o a través de una tarjeta de adquisición de datos conectada al software Labview, por ejemplo, para su configuración y registro.

El **neumotacógrafo** es un sensor de flujo gaseoso cuyo funcionamiento se basa en la medición de la presión producida por obstrucción en el flujo [11]. El dispositivo de medida transforma el aire espirado por el paciente (señal primaria), en presión diferencial proporcional. Ésta es producida por el neumotacómetro, una resistencia neumática en la boquilla del dispositivo.

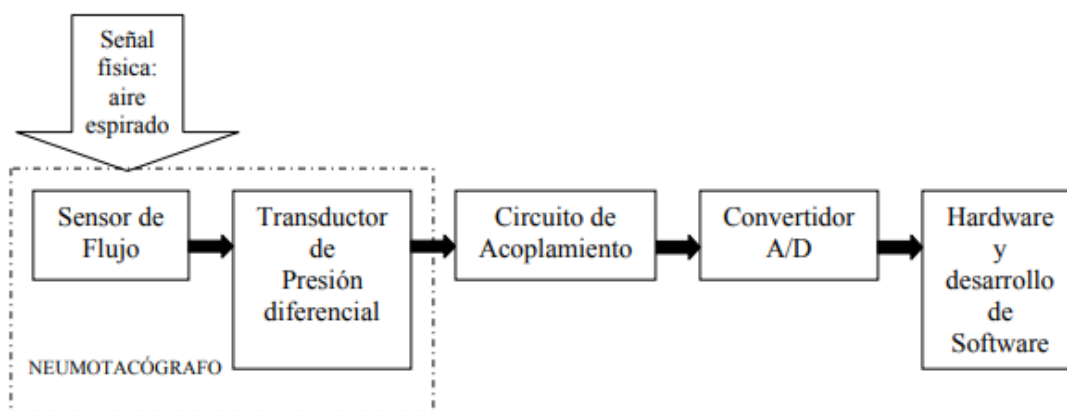


Figura 3.4 Diagrama de bloques de la adquisición de la señal de flujo respiratorio [11].

La **pletismografía** es una prueba que permite determinar el volumen pulmonar estático del paciente, cual es la capacidad de los pulmones. Éste debe estar en una cabina pequeña y hermética como la de la Figura 3.5. Su funcionamiento se basa en la Ley de Boyle, que establece que, a temperatura constante, el producto de volumen y presión se mantienen constantes. El volumen de aire inspirado puede conocerse siendo el resto variables conocidas [12].



Figura 3.5 Muestra de cabina para realizar la pletismografía [13].

La **espirometría** es la técnica utilizada para conocer las capacidades y volúmenes respiratorios del paciente. El espirómetro (Figura 3.6) es el instrumento médico utilizado en esta prueba no invasiva. Puede ser simple (respirando con normalidad) o forzada (se realiza una inspiración máxima, según la capacidad inspiratoria del paciente, y una espiración brusca del aire) [14].



Figura 3.6 Espirómetro estándar para la medición del volumen respiratorio.

3.4. Ventilación mecánica

La ventilación mecánica es un método de asistencia o reemplazo de la ventilación pulmonar, la cual forma parte del proceso de respiración. Se asisten los procesos de inhalación y exhalación cuando el paciente sufre una insuficiencia respiratoria y no es capaz de llevarlos a cabo o lo hace de manera ineficaz. Otros motivos por los que se opta por asistir mecánicamente el proceso respiratorio del paciente son la descarga de los músculos ventilatorios, como el diafragma, o incrementar el volumen pulmonar [15].

La ventilación mecánica puede ser invasiva o no invasiva. En el primer caso puede usarse una mascarilla para reemplazar la ventilación pulmonar. La ventilación mecánica invasiva puede ser mediante el tubo endotraqueal para asistir al paciente en el proceso de respiración.

Existen diferentes modalidades de ventilación mecánica que se aplican en función del diagnóstico y caso clínico de cada paciente. Las principales se presentan a continuación [4]:

- Ventilación asistida: En este caso el ventilador mecánico cicla en respuesta a un esfuerzo de inspiración programable.
- Ventilación controlada: Es el modo de ventilación indicado en pacientes con incapacidad de generar fuerza inspiratoria. El dispositivo se hace cargo de la ventilación sin que el paciente intervenga en ella.
- Ventilación asistida controlada: En combinación de los dos modos anteriores, el dispositivo está en modo asistido mientras el paciente puede asumir el esfuerzo inspiratorio, en caso contrario el ventilador cambia al modo controlado asumiendo el control de la ventilación hasta que el paciente vuelva al estado anterior.
- Ventilación con presión soporte: Este tipo de ventilación es una ayuda en la fase inspiratoria de la respiración. El ventilador proporciona soporte cuando el sensor detecta un esfuerzo inspiratorio por parte del paciente.

La ventilación mecánica conlleva algunos riesgos, que se hacen más pronunciados en la medida que el paciente lleva mucho tiempo asistido en la respiración. Entre los riesgos más comunes se encuentran [16]:

- **Infección**. El tubo endotraqueal puede ser una vía de acceso a bacterias en los pulmones, lo que puede derivar en una afección respiratoria como es la neumonía.
- **Colapso pulmonar**. Ocurre cuando hay aire entre la pared torácica y los pulmones. Para extraer el aire debe introducirse un tubo torácico que drene el exceso.

- **Daño pulmonar.** Una presión de aire excesiva o un volumen de oxígeno demasiado alto puede ser perjudicial para el paciente. La elección de la presión del aire del ventilador y los niveles de oxígeno en el paciente son vitales para reducir los riesgos de la ventilación mecánica.

Por estas razones es conveniente evitar en la medida de lo posible una asistencia de ventilación mecánica prolongada en el tiempo. En estos pacientes parte del interés clínico es definir el momento óptimo de la retirada de la ventilación mecánica. Para ello la clínica utiliza distintos métodos de destete.

3.5. Métodos de extubación

La decisión de la extubación del paciente está determinada por el criterio médico en función de la resolución del fallo respiratorio que motivó la intubación o por una mejora del cuadro clínico general del paciente. Factores como el estado de conciencia del paciente, la temperatura corporal, estabilidad hemodinámica o la capacidad vital son determinantes en la elección del inicio de la extubación [17]. Los métodos de extubación más extendidos son el tubo en T, la ventilación asistida, y la presión soporte.

En la extubación mediante **ventilación asistida y tubo en T** se basa en el incremento gradual del esfuerzo en la inspiración por parte del paciente. Un inconveniente de este método es que el volumen respiratorio no es función del esfuerzo muscular del paciente, ya que el volumen estará determinado por la configuración del ventilador [4]. Para verificar la predisposición del paciente a la extubación se llevan a cabo periodos de desconexión del ventilador, la duración de la desconexión varía en función de la respuesta del paciente al mismo.

Una alternativa a este método es la prueba de ventilación espontánea en **tubo en T sin ventilación asistida**. No está determinado un único protocolo en cuanto a la duración de la prueba, sin embargo típicamente se prolonga hasta los 30 minutos. Cabe destacar que no existen indicios que relacionen la duración de la prueba con la tasa de pacientes reintubados [18]. Además, la prolongación en el tiempo de la prueba a través del tubo en T sin ventilación asistida puede inducir a que el paciente sufra fatiga muscular, disconfort o empeoramiento del intercambio gaseoso [15].

Uno de los métodos más utilizados actualmente en la retirada de la ventilación espontánea es la **retirada con presión de soporte**. Este tipo de extubación predetermina una presión soporte para obtener una frecuencia respiratoria adecuada para posteriormente disminuir esta presión [4]. La extubación se lleva a cabo si el paciente es capaz de mantener la estabilidad ventilatoria a bajos niveles de presión soporte.

De este proceso de destete, independientemente del método utilizado, se desprenden 3 grupos de pacientes. Si la prueba ha sido exitosa y se determina que el paciente puede mantener la respiración sin ningún tipo de asistencia, se trata de un caso de **éxito** y, por tanto, de extubación. Por el contrario, cuando se decide mantener la ventilación mecánica al paciente, se trata de un caso de **fracaso**. Los pacientes que han superado la prueba de ventilación espontánea están en observación 48 horas tras la retirada de la ventilación mecánica. Los pacientes **reintubados**, serán aquellos que tras la retirada de la ventilación asistida, requieren de nuevo de este soporte para llevar a cabo la ventilación pulmonar correctamente.

4. Base de Datos y preprocesado de la señal

4.1. Base de datos WEANDB

WEANDB es la base de datos de la que parte este estudio y consta de los datos clínicos de pacientes asistidos mediante ventilación mecánica en el Departamento de Cuidados Intensivos del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau y del Hospital de Getafe en el año 2008, de acuerdo con los protocolos aprobados por los comités éticos de los centros hospitalarios.

La base de datos contiene el registro de la señal electrocardiográfica (ECG) y la señal de flujo respiratorio (FLU) registradas con una tarjeta de National Instruments (DAQCard 6024 E) y el software Labview a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. La primera se obtuvo con un monitor SpaceLabs Medical, derivación I, II o III [19]. La señal FLU se obtuvo mediante un neumotacógrafo, utilizando un monitor Datex-Ohmeda con transductor de reluctancia variable Validyne Model MP45-1-871 [19].

Se registraron 154 pacientes ingresados por distintos motivos en la Unidad de Cuidados Intensivos que requirieron ventilación mecánica. El registro de dichos datos se produce en el momento en que los pacientes se sometieron a las pruebas de ventilación espontánea para el proceso de extubación. El protocolo de destete fue mediante tubo en T sin asistencia ventilatoria con una duración de 30 minutos. La Tabla 4.1 presenta una descripción de la información clínica de los pacientes analizados en esta base de datos. Un 61% de los pacientes pudieron ser extubados tras la prueba de tubo en T, mientras que el resto o no superaron la prueba (25%) o fueron reintubados al cabo de 48 h (14%). El rango de edades de los pacientes va de 18 a 103 años. En relación al sexo de los pacientes, los hombres suponen un 62% de la muestra y las mujeres un 38%.

	Grupo Éxito	Grupo Fracaso	Grupo Reintubados
Edad (años)	94 (61 %)	39 (25 %)	21 (14 %)
Hombres, nº, (%)	65 ± 17	67 ± 15	68 ± 14
	61 (65)	24 (62)	11 (52)
Días de ventilación mecánica			
Media ± sd	5 ± 5	11 ± 8	7 ± 5
Diagnóstico principal, diagnóstico que originó la instalación del soporte ventilatorio, nº, (%)			
Insuficiencia cardíaca crónica (CHF)	16 (17)	4 (10)	0
Enfermedad neurológica (NRL)	16 (17)	11 (28)	6 (29)
Enfermedad pulmonar	22 (23)	6 (15)	5 (24)
Patología abdominal	24 (26)	8 (21)	6 (29)
Postoperatorio de cirugía cardíaca	0	3 (8)	1 (5)
Miscelaneo	14 (15)	6 (15)	2 (10)
Causas de la falla respiratoria			
Pulmonar primaria (EPOC, neumonía, etc.)	30 (32)	11 (28)	9 (43)
Pulmonar secundaria (CHF, Patología abdominal, etc.)	49 (52)	19 (49)	5 (24)
Neurológicos	14 (16)	9 (23)	7 (33)

Tabla 4.1 Datos clínicos de los pacientes de la base de datos WEANDB [4].

En la Figura 4.1 se muestra gráficamente el protocolo seguido. El proceso de extubación comienza cuando se resuelve el fallo respiratorio que precisó de la ventilación asistida o hay una mejora del cuadro clínico del paciente. Tras los 30 minutos de la prueba se determina si el paciente la ha superado, en ese caso se procede a la extubación y forma parte del grupo éxito (G1). En caso contrario el paciente mantiene la ventilación mecánica y forma parte del grupo fracaso (G0). El grupo de pacientes extubados se mantiene en observación durante 48h, si en ese periodo es necesario reconectar al paciente al soporte ventilatorio forma parte del grupo reintubados (G2).

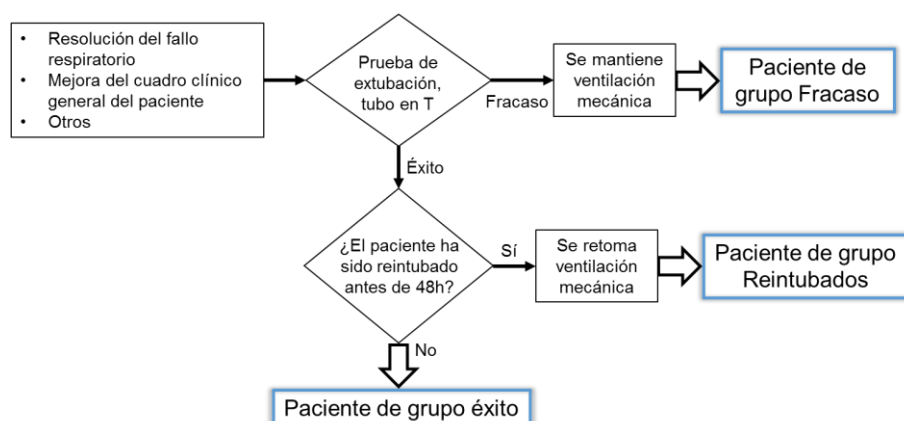


Figura 4.1 Flujo del proceso de extubación mediante prueba de tubo en T.

4.2. Preprocesado de la señal de flujo respiratorio

El análisis de las señales fisiológicas normalmente requiere un preprocesado previo a la caracterización de las mismas. Se pretende adecuar la señal minimizando las interferencias de la red eléctrica o de otros equipos de medida y eliminando valores atípicos registrados con el fin de obtener en la medida de lo posible la señal fisiológica con la información biomédica limpia.

En este caso se ha aplicado un filtro paso bajo con el objetivo de suavizar la forma de la señal, eliminando las interferencias de altas frecuencias. Se ha elegido el filtro Butterworth, uno de los filtros electrónicos simples cuya respuesta hasta la frecuencia de corte es lo más lineal posible. A partir de dicha frecuencia la magnitud desciende a razón de $20 \cdot n$ dB/década, siendo n el orden del filtro. Este filtro se ha considerado más adecuado frente a otros como el de Chebyshev por su respuesta lineal hasta la frecuencia de corte, ya que otros producen cierto rizado en la salida [20], aunque para el mismo efecto en la respuesta sea necesario un orden mayor del filtro.

Para determinar la **frecuencia de corte** del filtro se ha analizado la densidad espectral de potencia. La Figura 4.2 muestra el periodograma de una de las señales de la base de datos. Se aprecia que establecer la frecuencia de corte para el filtro Butterworth en 20 dB permite el paso del pico de potencia de la señal y atenúa la señal por debajo de los 0 dB.

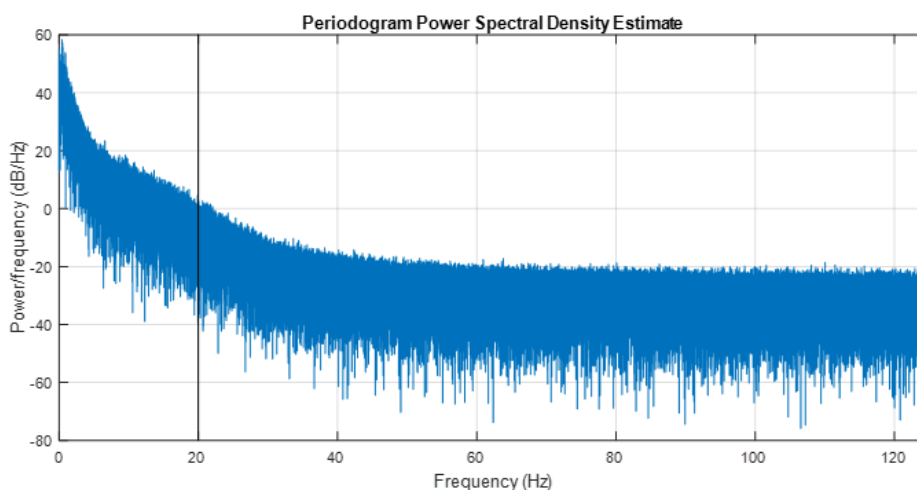


Figura 4.2 Periodograma de una de las señales de flujo respiratorio de WEANDB.

El **orden del filtro** paso bajos se ha establecido observando el comportamiento de la señal con distintos órdenes del filtro aplicados. Para ello se ha hecho un barrido con los órdenes pares desde el segundo hasta el décimo (Figura 4.3), en la que se aprecia que el filtro corrige los cambios abruptos de la señal y mantiene la tendencia de ésta.

A mayor orden del filtro Butterworth, más pronunciada es la atenuación de frecuencias altas, por lo que se han descartado los órdenes 2 y 4. El décimo orden se ha descartado también porque no se observa un resultado significativamente distinto de los inmediatamente anteriores.

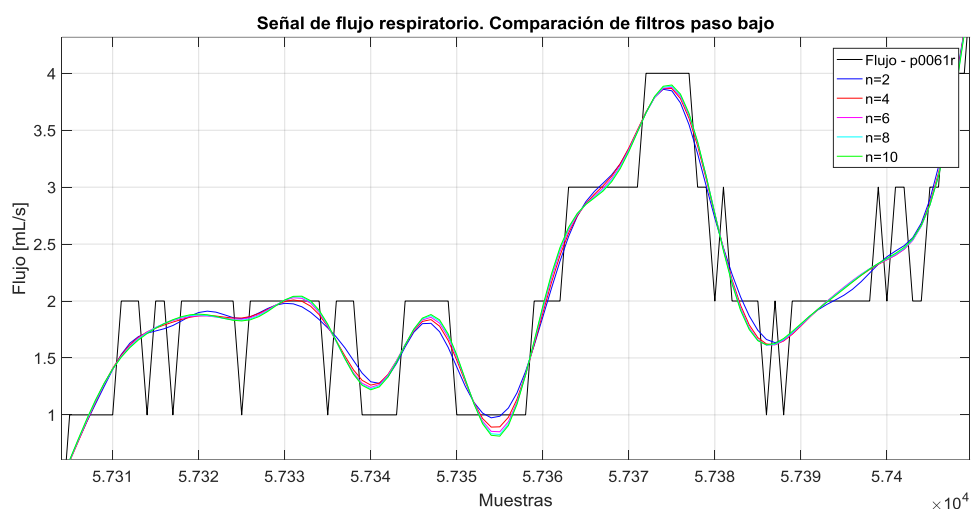


Figura 4.3 Comparación de la señal de flujo respiratorio para distintos órdenes del filtro paso bajos.

Con estos resultados se ha realizado un segundo test aplicando a la señal un filtro de orden 4 y 6. La diferencia es entre ellos sutil, ya que ambas opciones mantienen la tendencia de la señal original suavizando los picos de la señal (Figura 4.4).

Se ha optado finalmente por eliminar las interferencias de la señal de flujo respiratorio con un filtro Butterworth de orden 6 y frecuencia de corte 20Hz. La elección del orden del filtro es debido a que, pese que en la señal observada en la Figura 4.4 el resultado era similar, un orden mayor puede filtrar mejor picos indeseados en la señal.

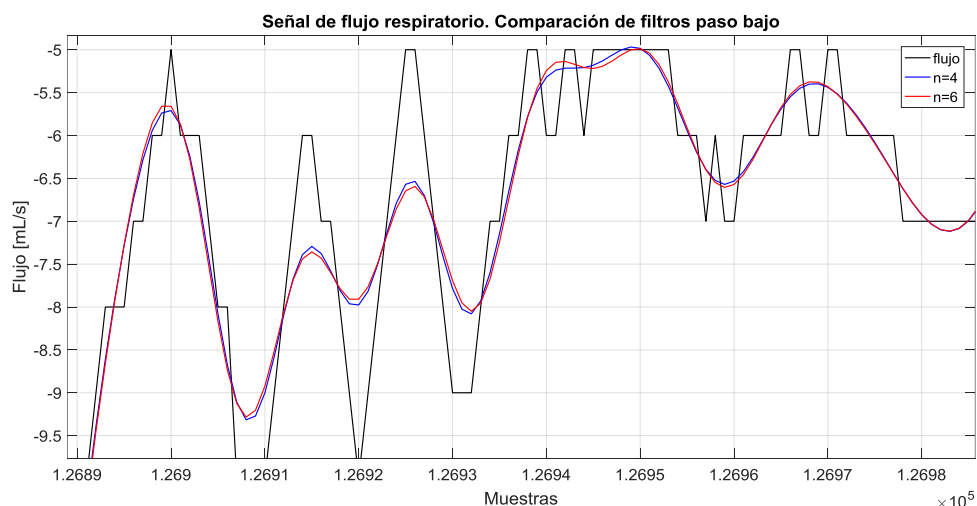


Figura 4.4 Comparación del filtro Butterworth de orden 4 y orden 6.

Finalmente, la Figura 4.5 muestra la corrección de la señal con la selección final del filtro Butterworth. Los puntos (a) y (b) muestran tramos de la señal que han sido suavizados con la eliminación de las interferencias de altas frecuencias.

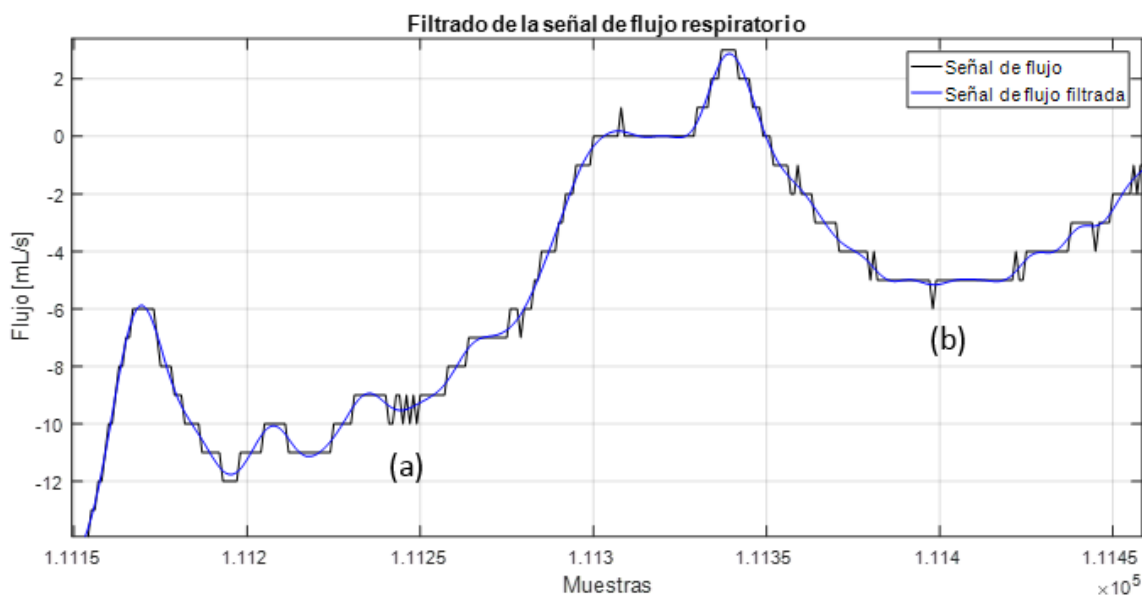


Figura 4.5 Resultado del filtrado de la señal de flujo.

La adquisición de la señal de flujo respiratorio se registró a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. En el acondicionamiento de la señal, se ha remuestreado a una frecuencia de 25 Hz, disminuyendo la cantidad de muestras de la señal. La elección de la frecuencia de remuestreo se ha hecho de tal forma que no se pierda información relevante de la señal, pero se disminuya de forma sustancial el número de muestras.

5. Procesado de la señal

A partir del procesado de la señal de flujo respiratorio se obtienen los valores y tendencia de los parámetros significativos para el estudio que permitan caracterizar cada grupo de pacientes. De cada paciente registrado es de interés medir parámetros temporales y relativos a la potencia de inspiración y espiración.

5.1. Detección de puntos significativos

El cálculo de los parámetros relacionados con la caracterización va precedido del cálculo de los puntos significativos de la señal, esto son los cruces por cero, los máximos y mínimos y los puntos de inflexión.

Para determinar los cruces por cero de la señal de flujo se ha analizado el signo de las muestras, un cambio de signo en muestras consecutivas indica un cruce por cero. Los máximos y mínimos y puntos de inflexión se han determinado mediante la misma metodología, pero con la señal de la primera y la segunda derivada respectivamente.

Se hace imprescindible tras la identificación de los puntos significativos de la señal la depuración de los mismos. En el caso de los máximos, se debe identificar el máximo absoluto de cada ciclo y eliminar los máximos locales; de la misma forma, se debe identificar el máximo punto de inflexión de cada ciclo y depurar el resto de posibles valores identificados. La Figura 5.1 muestra el resultado de la identificación de los puntos significativos de la señal.

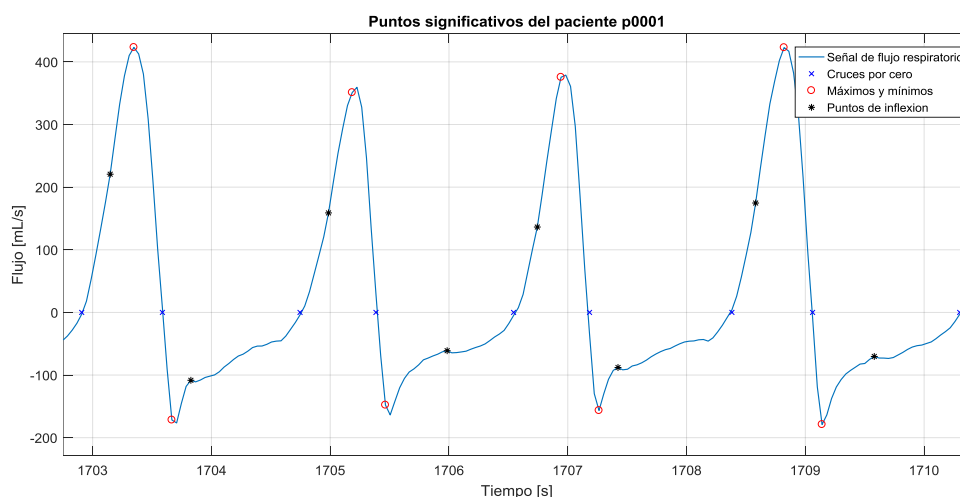


Figura 5.1 Resultado de la detección de puntos significativos.

5.2. Caracterización

Para la definición de los parámetros de caracterización y el detalle de la metodología de cálculo se agrupan según sean temporales o relativos a la potencia de inspiración y espiración.

5.2.1. Parámetros temporales

La Figura 5.2 presenta los parámetros temporales de la señal, definidos a partir de los cruces por cero. En la imagen se detallan los tramos del ciclo respiratorio que corresponden a la inspiración, espiración y al tiempo total de ciclo.

El **tiempo de inspiración** (T_I) es la duración de la parte activa de la respiración. Se corresponde con la parte positiva de la señal de flujo respiratorio, el tiempo entre el inicio del ciclo respiratorio y el inicio de la espiración.

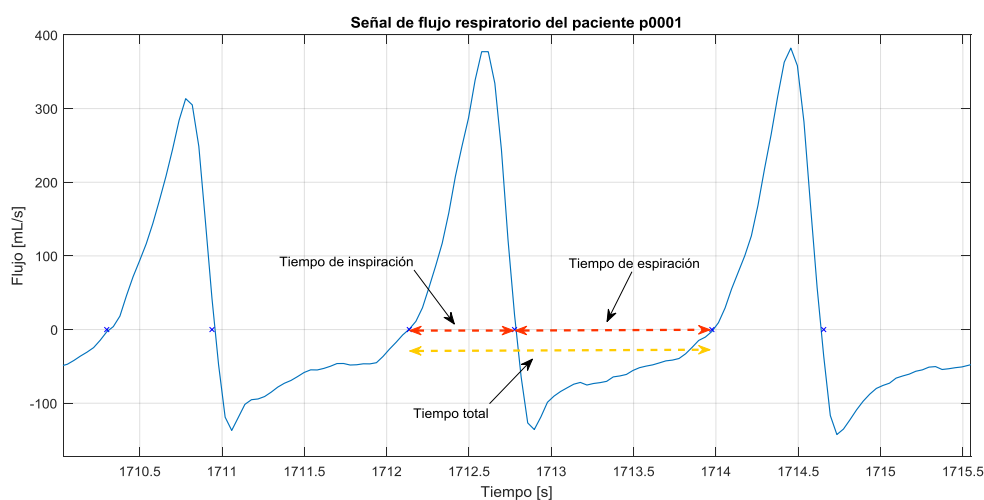


Figura 5.2 Caracterización temporal de la señal de flujo respiratorio.

El **tiempo de espiración** (T_E) es la duración de la parte no activa de la respiración, es decir, la parte negativa de la señal de flujo.

Finalmente se registra la **duración del ciclo respiratorio** (T_{Tot}). Éste se corresponde con la suma entre el tiempo de inspiración y el de espiración. Para evitar los cálculos dependientes en otros valores obtenidos se ha determinado este tiempo como el comprendido entre un inicio de ciclo respiratorio y el siguiente.

La **frecuencia respiratoria** es la relación entre el número de ciclos respiratorios y la duración de la señal (ecuación 5.1).

$$Frec = \frac{N^{\circ} \text{ de ciclos}}{t2 - t1} \quad 5.1$$

5.2.2. Potencia de inspiración y potencia de espiración

La **potencia de inspiración** (P_{Ins}) es la cuantificación de la parte activa de la respiración. Se corresponde con el área bajo la curva de la señal de flujo, $x(t)$, entre el inicio del ciclo respiratorio y el punto de máxima inflexión (ecuación 5.2), $t1$ y $t2$ respectivamente.

$$P_{Ins} = \int_{t1}^{t2} x(t) dt \quad 5.2$$

También relacionados con la potencia de inspiración, se han extraído dos parámetros que caracterizan esta área: la **amplitud de máxima inflexión** (M_{xInf}) y el **tiempo de máxima inflexión**, la duración del tramo hasta el punto de máxima inflexión (D_{Inf}).

El **Volumen máximo en la inspiración** (M_{xIns}) es el pico máximo de la señal en un ciclo respiratorio.

En la Figura 5.3 se representan los parámetros de caracterización de la señal relativos a la potencia de inspiración y al volumen máximo de flujo.

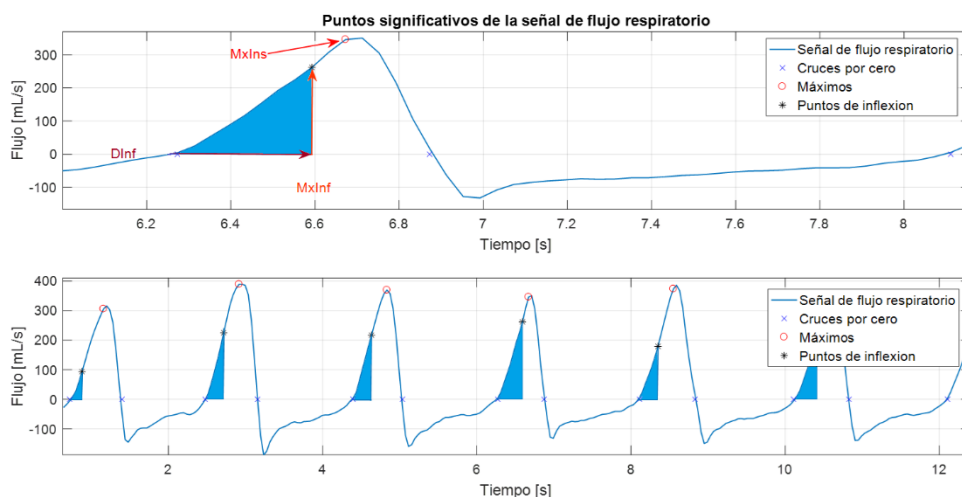


Figura 5.3 Parámetros de caracterización de la señal de flujo respiratorio.

La **potencia de espiración** es el área comprendida entre el inicio de la espiración y el punto de máxima inflexión durante este tramo. La ecuación 5.3 expresa el modo de cálculo de ésta área. Se define la señal de flujo como $x(t)$; t_1 se corresponde con el inicio de la espiración y t_2 con el tiempo correspondiente al punto de máxima inflexión de la señal.

$$P_{Esp} = \int_{t_1}^{t_2} x(t) dt \quad 5.3$$

El **máximo en la espiración** (M_{xEsp}) es el valor mínimo de flujo durante un ciclo y se produce durante la espiración.

La Tabla 5.1 presenta los parámetros obtenidos.

Parámetro	Nomenclatura
Potencia de inspiración	P_{Ins}
Potencia de espiración	P_{Esp}
Máximo en la inspiración	M_{xIns}
Máximo en la espiración	M_{xEsp}
Punto de máxima inflexión	M_{xInf}
Duración de la máxima inflexión	D_{Ins}
Tiempo de inspiración	T_I
Tiempo de espiración	T_E
Tiempo de ciclo respiratorio	T_{Tot}
Frecuencia respiratoria	F_{resp}

Tabla 5.1 Resumen de nomenclatura de los parámetros de caracterización

5.2.3. Relación entre parámetros

Adicionalmente se han obtenido parámetros que representan la relación entre cada uno de los obtenidos anteriormente. Se presentan a continuación las ratios extraídas de la caracterización.

Relativas a la potencia: P_{Ins}/M_{xIns} , P_{Esp}/M_{xEsp} , P_{Ins}/P_{Esp} .

Relativas al flujo máximo: M_{xIns}/M_{xEsp} , M_{xInf}/D_{Inf} , M_{xInf}/M_{xIns} , P_{Ins}/M_{xIns} .

Relativas al tiempo: P_{Ins}/T_I , P_{Ins}/T_E , P_{Ins}/T_{Tot} , P_{Ins}/F_{rec} , P_{Ins}/D_{Inf} , P_{Esp}/T_I , P_{Esp}/T_E , P_{Esp}/T_{Tot} , D_{Inf}/T_I , D_{Inf}/T_{Tot} .

6. Estadística

6.1. Estadística descriptiva

El estudio estadístico del conjunto de muestras se ha centrado en los parámetros más relevantes dentro del campo de la estadística descriptiva.

Media aritmética

La media aritmética es una medida de tendencia central, también denominada promedio. Corresponde a la relación entre la sumatoria del valor de las muestras y el número de muestras de la distribución. La ecuación 6.1 muestra la forma de cálculo de la media aritmética.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad 6.1$$

Desviación estándar

La desviación estándar, también conocida como desviación típica, es una de las herramientas para tratar de conocer la dispersión de los valores de una muestra con respecto a la media de ésta. Forma parte de las medidas de dispersión, junto con los dos siguientes puntos de este capítulo: el rango intercuartil y el coeficiente de variación

La ecuación 6.2 recoge el modo de obtener el valor.

$$std = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad 6.2$$

Rango intercuartil

La distancia o rango intercuartil es la diferencia entre el tercer y primer cuartil de una distribución, o lo que es lo mismo, entre el 75º percentil y el 25º.

En la Figura 6.1 se muestra gráficamente los datos que representa el rango intercuartil con respecto a una distribución normal.

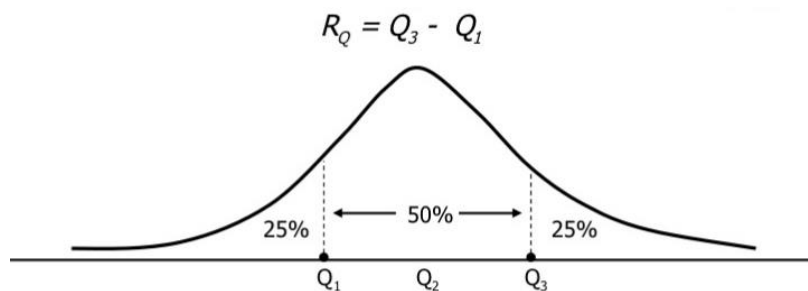


Figura 6.1 Distancia intercuartil en una distribución normal [21].

Coefficiente de Variación

El coeficiente de variación corresponde a la relación de una distribución entre su desviación típica y la media, como muestra la ecuación 6.3 adjunta a continuación. El cálculo en el algoritmo se hace a partir de los resultados de media y desviación estándar obtenidos anteriormente.

$$CV = \frac{std}{\bar{x}} \quad 6.3$$

El coeficiente CV puede presentarse en porcentaje. Una mayor homogeneidad de la muestra se traduce en un coeficiente de variación menor.

Curtosis

La curtosis es el coeficiente estadístico que da una idea de cómo de próxima está una distribución a una distribución normal. La forma de calcular este coeficiente es mediante la ecuación 6.4:

$$k = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{s} - 3 \quad 6.4$$

La Figura 6.2 muestra las formas que puede tomar una distribución en función del valor de k. Según este parámetro existen tres tipos de distribución:

- Leptocúrtica, $k > 0$: los datos están muy concentrados en la media.
- Mesocúrtica, $k = 0$: la distribución se corresponde con una normal
- Platicúrtica, $k < 0$: Poca concentración de datos en la media, se concentran en las colas. Forma achatada de la distribución.

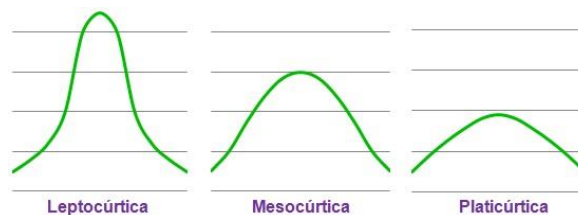


Figura 6.2 Formas de una distribución según su curtosis [22].

Asimetría

La asimetría, según el coeficiente de asimetría de Fisher, muestra si la distribución es simétrica con respecto a una distribución normal. Es una medida de forma de la distribución. El coeficiente γ puede ser positivo o negativo, en función del sentido de la asimetría.

Para el cálculo se utiliza la herramienta matemática Matlab, cuya fórmula para obtener el valor de asimetría es:

$$sk = \frac{1}{n} \cdot \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left(\sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \right)^3} \quad 6.5$$

Donde n es el número de muestras y \bar{x} es la media aritmética.

Una distribución normal tiene una asimetría (sk) igual a 0. Si sk es mayor que cero la distribución presenta una asimetría hacia la derecha y si es negativa una asimetría hacia la izquierda.

La Tabla 6.1 presenta las nomenclaturas utilizadas para cada uno de los parámetros de la estadística descriptiva.

Parámetro estadístico	Nomenclatura
Media aritmética	md
Desviación estándar	std
Rango intercuartil	iqr
Coefficiente de variación	cv
Curtosis	k
Asimetría	sk

Tabla 6.1 Resumen de nomenclatura de las medidas estadísticas

6.2. Inferencia estadística

La estadística inferencial engloba aquellos métodos y procedimientos que determinan propiedades de una población a partir de una muestra de la misma. Basándose en el comportamiento de la muestra, se desea hacer deducciones que representen el comportamiento de la población. Dentro de este ámbito de la estadística se encuentran el contraste de hipótesis, el análisis de varianza o la estimación de características numéricas de una población.

El contraste de hipótesis es el procedimiento estadístico llevado a cabo para determinar si una propiedad que se supone cierta para una población, es compatible con lo observado en una muestra de dicha población [23]. Define una hipótesis nula, H_0 , y una hipótesis alternativa, H_1 . H_0 es la hipótesis que se quiere contrastar y que se mantiene a no ser que el resultado del test la rechace. El contraste de hipótesis puede ser bilateral (el valor del parámetro a contrastar tiene bajo H_1 cualquier valor distinto del asignado en H_0) o unilateral (el valor en H_1 es mayor o menor que el asignado en H_0). La distribución de probabilidades en las colas de la distribución en ambos casos puede verse en la Figura 6.3.

El estadístico que identifica el rechazo o no de la H_0 es el p-valor. Valores pequeños del p-valor como resultado del contraste de hipótesis permiten rechazar la H_0 y tomar como cierta la H_1 . En cambio valores grandes del p-valor no permiten tal afirmación.

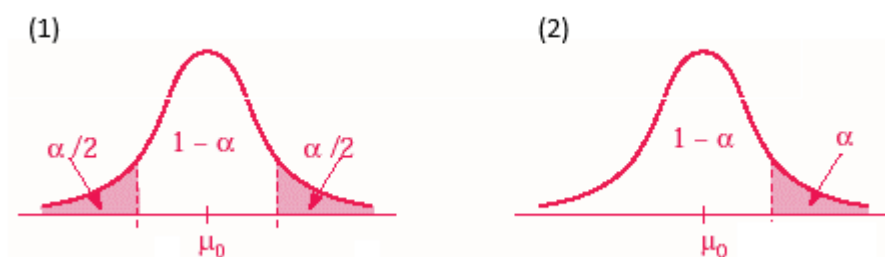


Figura 6.3 Descripción gráfica de un contraste bilateral (1) y un contraste unilateral (2) [24].

Definir qué herramienta de contraste de hipótesis es la más adecuada se basa en conocer la población y los datos que se están tratando. En este caso no se conoce el tipo de distribución de la población. Los datos de estadística descriptiva obtenidos no son suficientes para afirmar o desmentir una distribución normal. Este tipo de distribuciones pertenecen a la estadística no paramétrica. Además, se debe establecer si los datos son cualitativos o cuantitativos. En el primer caso se resuelve el contraste de hipótesis mediante el test de McNemar y en el segundo el de U Mann-Whitney (M-W) o Kolmogorov-Smirnov (K-S).

6.2.1. U Mann-Whitney

El estadístico U Mann-Whitney analiza la relación entre una variable cualitativa, el grupo al que pertenecen los pacientes; y otra cuantitativa, el valor del parámetro para este grupo, por ejemplo la potencia de inspiración. Se trata de un contraste de la tendencia central de las muestras, en concreto la mediana, bajo el supuesto que éstas son independientes [25]. Este supuesto puede afirmarse ya que los pacientes pertenecen a un grupo u otro sin equívoco. El grupo de pacientes de éxito es independiente del de fracaso o reintubados.

6.2.2. Kolmogorov – Smirnov

El test de Kolmogorov-Smirnov (K-S), así como el test de U Mann-Whitney, permite comprobar si dos muestras aleatorias e independientes proceden de la misma población [26].

El test de K-S se utiliza para contrastar si dos muestras independientes proceden de la misma población. En el caso que ocupa este estudio, permite conocer cuál es el grado de coincidencia entre los parámetros de caracterización de la señal entre los grupos éxito, fracaso y reintubados. Dos parámetros son significativos para la clasificación en caso que pueda rechazarse la hipótesis nula según el test de K-S, lo que implica que las muestras no proceden de la misma población [26].

6.3. Métodos de clasificación

El objetivo final de este estudio es determinar qué parámetros son estadísticamente significativos para la predicción del resultado de la prueba de extubación. Mediante diferentes métodos de clasificación puede comprobarse si el resultado de la inferencia estadística predice correctamente el resultado del destete.

Existen métodos de supervisados y no supervisados. Los primeros son los que se ponen a prueba en este estudio y constituyen una técnica para, a partir de los datos de entrenamiento, deducir una función que prediga el valor de la variable dependiente del modelo. El esquema del procedimiento de estos modelos se adjunta en la Figura 6.4. La salida de la función puede ser una etiqueta de clase, como es el caso que ocupa este análisis, o un valor numérico [27].

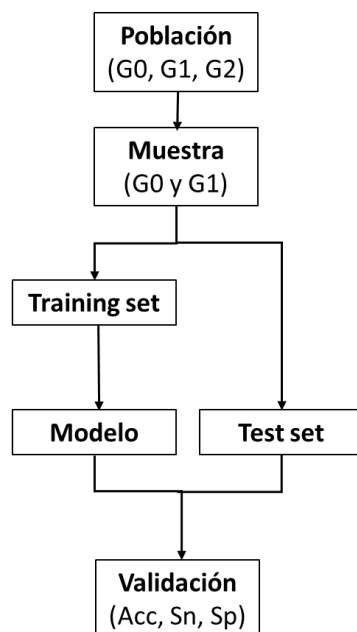


Figura 6.4 Esquema de funcionamiento de los métodos de aprendizaje supervisado.

6.3.1. Análisis Discriminante Lineal

El análisis discriminante lineal, LDA por sus siglas en inglés, es un método supervisado de clasificación de variables cualitativas en el que dos o más grupos son conocidos a priori (variables dependientes) y nuevas observaciones se clasifican en uno de ellos en función de sus características (variables independientes) [28]. Mediante el Teorema de Bayes se estima la probabilidad que una observación pertenezca a cada una de las clases, y se le asigna aquella clase que obtiene una mayor probabilidad.

El Teorema de Bayes, determina que, teniendo en cuenta dos eventos, A y B, la probabilidad que ocurra B habiendo ocurrido A es la misma que ocurran al ambos al mismo tiempo dividido entre la probabilidad que ocurra A.

$$P(B|A) = \frac{P(AB)}{P(A)} \quad 6.6$$

Como resultado se obtiene una función, expresada como en la ecuación 6.7, combinación lineal de las variables independientes determinadas con anterioridad, capaz de asignar un grupo a una nueva muestra. En esta ecuación Y es el grupo asignado, X_i representa a cada una de las variables independientes y u_i el coeficiente de cada uno de los términos de la función [4].

$$Y = u_0 + u_1 \cdot X_1 + u_2 \cdot X_2 + \dots + u_n \cdot X_n \quad 6.7$$

El objetivo final del Análisis Discriminante Lineal es trazar una recta en el plano de las variables independientes que permita separar a las muestras de los grupos identificados. La Figura 6.5 es un ejemplo del resultado de aplicar el análisis discriminante lineal en una población con dos grupos. La recta trazada como resultado del método supervisado de clasificación de variables separa el plano de la población de estudio en dos zonas en función de las características de las variables de la misma.

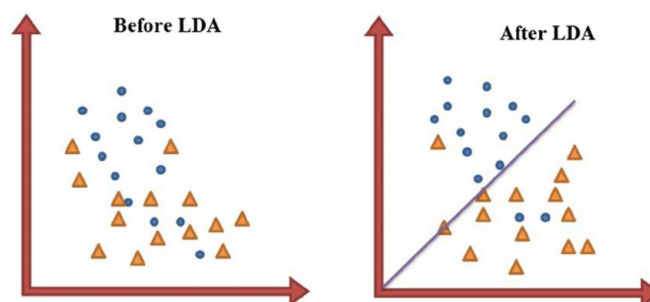


Figura 6.5 Ejemplo de aplicación de LDA en una población con dos grupos.

6.3.2. Maquinas soporte vectorial

Las Máquinas de Vector Soporte, SVM por sus siglas en inglés, se desarrollaron como un método de clasificación binaria, sin embargo su uso se ha extendido a problemas de clasificación múltiple [29]. Es uno de los métodos más conocidos y extendidos en el ámbito del aprendizaje estadístico y *machine learning*.

Las SVM, en una clasificación binaria, se basan en la búsqueda de un hiperplano a través del cual agrupar los dos grupos de la población en función de sus atributos (variables independientes). En este caso de clasificación binaria, el hiperplano divide el espacio dimensional en dos mitades mediante la ecuación de una recta. Los puntos se clasificarán a un lado u otro de la recta, en función del signo de la ecuación.

En el caso de muestras perfectamente separables, linealmente se clasifica los puntos en función del signo de la función del hiperplano (una recta), como se ha nombrado anteriormente. La magnitud de la ecuación da información sobre lo distante del hiperplano que está un punto, y, por tanto, de la confianza de la clasificación [29].

En la Figura 6.6 se observan las muestras del modelo asignadas a la clase “1” (círculos) y la clase “-1” (cuadrados) en función del signo resultante de la ecuación. La línea entre ambos grupos es el hiperplano de separación, con la ecuación que la define.

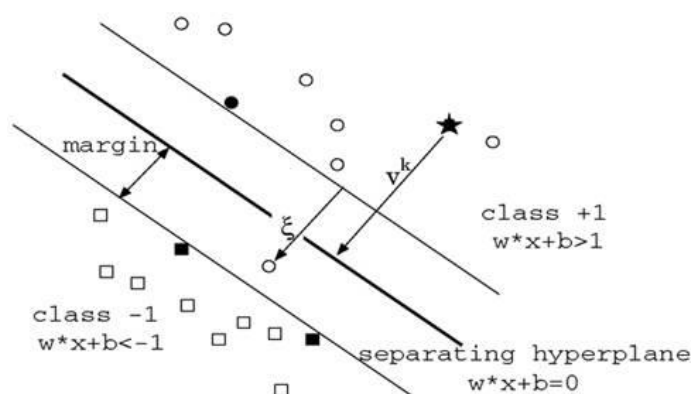


Figura 6.6 Representación de aplicar el modelo SVM.

El caso de muestras perfectamente separables da lugar a infinitos hiperplanos que cumplen con la separación binaria de la población. Se define como clasificador óptimo aquel en que la distancia mínima entre el hiperplano y las observaciones es lo más grande posible. Estos clasificadores óptimos tienen la misma problemática: hay infinitos hiperplanos y por tanto, infinitos puntos que medir para saber su distancia mínima del hiperplano. Además los hiperplanos resultantes de poblaciones perfectamente separables son muy sensibles a la incorporación de nuevas muestras para separar, la desventaja principal en estos casos es la poca robustez del hiperplano definido [29].

En la aplicación real del método se va a encontrar en la gran mayoría de casos puntos que no son perfectamente separables en un hiperplano. En estos casos se contruye un hiperplano de separación aceptando un grado de error en la clasificación. A este hiperplano se le conoce como *Support Vector Classifier*. Tiene una mayor robustez que un hiperplano de observaciones perfectamente separables (se ve menos afectado por la incorporación de nuevas muestras), como consecuencia, tiene una mayor capacidad predictiva.

En el desarrollo matemático del método, el parámetro que define el grado de errores aceptado en la clasificación es “C”. Un valor de C que tiende a infinito es más restrictivo y el método es similar al aplicado a una muestra perfectamente separable. En cambio, cómo más se aproxime este parámetro a 0 menos restrictiva es la clasificación (más errores de clasificación se permiten). La clave del método se encuentra en dar con el valor óptimo de C. Para clasificaciones no binarias, mediante hiperplanos no lineales, se definen los *Kernels*.

6.3.3. Regresión lineal

La regresión lineal es un método estadístico que estudia la relación lineal existente entre variables mediante la generación de un modelo que permite predecir el valor de una variable dependiente a partir de una o más variables independientes. En el primer caso se habla de regresión lineal simple, mientras que si existe más de una variable independiente se trata de un modelo de **regresión lineal múltiple**.

Se incluye este método para evaluar la linealidad de los parámetros definidos como estadísticamente significativos por la inferencia estadística para identificar el grupo de los pacientes.

La ecuación 6.8 es el modelo que se obtiene de una muestra o población de k variables independientes que genera un hiperplano en un espacio multidimensional de $k+1$ dimensiones [30]. Y es la variable independiente o de salida, x_i el conjunto de variables independientes con sus coeficientes de regresión β_i . El término ϵ es el error aleatorio del modelo o residuo, un mayor valor de éste parámetro implica una menor precisión del modelo [31]. Los coeficientes de la ecuación se obtienen mediante el método de mínimos cuadrados.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 \cdot x_1 + \beta_2 \cdot x_2 + \dots + \beta_k \cdot x_k + \epsilon \quad 6.8$$

La Figura 6.7 muestra el hiperplano generado a partir de dos variables independientes (*Weight* y *Horsepower*) y una respuesta (*MPG*) [32].

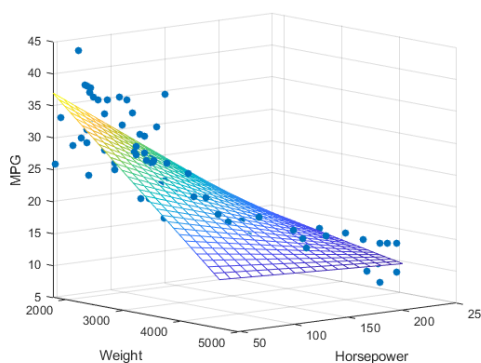


Figura 6.7 Hiperplano del modelo de regresión lineal con dos variables independientes.

6.4. Métodos de validación

Tras la definición de un modelo para la predicción de la variable dependiente de la muestra es necesario la validación del mismo. Existen distintos métodos de validación, en los que se utiliza un grupo de observaciones de la muestra para generar el modelo, **training data set**, y otro para poner a prueba el modelo generado, el **test data set** [33].

6.4.1. Cross Validation

Método de validación de modelos de clasificación que estima el test error rate de un modelo y evalúa así su capacidad predictiva. Consiste en excluir un número determinado de observaciones del training data set para ajustar el modelo y evaluarlo con dichas observaciones excluidas. Existen diferentes variaciones del método de *Cross Validation*.

K-Fold Cross Validation es una variación iterativa del método de *Cross Validation*, en la que los datos se dividen aleatoriamente en k grupos de aproximadamente el mismo número de observaciones. Uno de los grupos se emplea como *test data set* y el resto como *training data set*. Este proceso se repite, itera, tantas veces como grupos se hayan formado (k). El test error es el promedio de errores cometidos las k veces. El valor óptimo de k es entre 5 y 10 [33].

Por último, **Leave One Out Cross Validation (LOOCV)** utiliza una observación como test y el resto como *training set*, tantas veces como observaciones tenga la muestra, eligiendo cada vez una muestra de test distinta. El test error rate es el promedio de los errores cometidos. Es decir, se trata de un *K-Fold Cross Validation* con una k igual al número de observaciones del modelo. Este método tiene un coste computacional alto, además de la posibilidad de cometer *overfitting* al utilizar toda la muestra como *training set*.

El **overfitting** o sobreaprendizaje se da cuando se entrena el algoritmo ajustándolo a unas características muy concretas de la muestra, y aunque el éxito de clasificación de la muestra de entrenamiento es muy alto, la capacidad de predicción para nuevas muestras es muy baja.

6.4.2. Hold out

Este método de validación es similar al anterior, sin embargo tiene un coste computacional menor debido a que se ejecuta un solo experimento. Consiste en dividir la muestra aleatoriamente en un grupo de *training* y otro de *test*. Ésta puede dividirse a partes iguales en los dos grupos o que uno de los dos grupos esté formado por un porcentaje más alto de muestras que el otro.

Pese a la ventaja del menor coste computacional que *Cross Validation*, el método *Hold out* tiene como inconveniente la aleatoriedad al elegir qué muestras van a pertenecer al grupo de entrenamiento y de test. Por lo que los resultados están muy condicionados a esta elección.

6.5. Medidas de calidad

Para poder cuantificar el éxito en la clasificación de los métodos anteriores se definen 3 parámetros básicos: exactitud (Acc), sensibilidad (Sn) y especificidad (Sp). Estos parámetros se basan en la comparación entre el grupo real al que pertenece cada uno de los pacientes de la población y el asignado en la clasificación, por tanto se definen los siguientes conceptos:

- Verdaderos positivos (tp)
- Verdaderos negativos (tn)
- Falsos positivos (fp)
- Falsos negativos (fn)

Por otro lado y también basados en estos cuatro valores se define el valor predictivo positivo (VPP) y el valor predictivo negativo (VPN).

6.5.1. Exactitud

La exactitud, abreviada como Acc por su traducción inglesa, mide la capacidad del clasificador de asignar correctamente al conjunto de pacientes el grupo al que pertenecen. Para medir la exactitud de un clasificador se utiliza la expresión de la ecuación 6.9.

$$Acc = \frac{t_p + t_n}{t_p + t_n + f_p + f_n} \quad 6.9$$

6.5.2. Sensibilidad y especificidad

La capacidad del clasificador para dar como casos realmente positivos los casos realmente enfermos es la **sensibilidad** de éste [34]. Mediante la ecuación 6.10 se hace el cálculo de la sensibilidad. En el caso que afecta a este estudio, no se trata de identificar a pacientes enfermos y sanos, sino pertenecientes al grupo de éxito, fracaso o reintubados.

$$Sn = \frac{t_p}{t_p + f_n} \quad 6.10$$

Si la sensibilidad está relacionada con la capacidad de clasificar los casos positivos, la **especificidad** en cambio mide la capacidad de dar como negativos los casos que realmente lo son. La ecuación 6.11 es análoga a la anterior y mide el éxito del clasificador en identificar los casos negativos.

$$Sp = \frac{t_n}{f_p + t_n} \quad 6.11$$

6.5.3. Valor predictivo positivo y valor predictivo negativo

El **valor predictivo positivo** (VPP), juntamente con el valor predictivo negativo, es otra forma de medir los resultados de la clasificación de los pacientes. El cálculo se precisa en la ecuación 6.12. El valor resultante es la probabilidad de pertenecer realmente al grupo éxito habiéndose asignado ese paciente al grupo.

$$VPP = \frac{t_p}{t_p + f_p} \quad 6.12$$

La diferencia entre el VPP y la Sn es sutil y radica en la suposición inicial del cálculo. Mientras que la sensibilidad mide la probabilidad que, sabiendo que el paciente pertenece al grupo de éxito, el clasificador dé como resultado este grupo. En cambio, el VPP mide la probabilidad que, sabiendo que el grupo asignado es el de éxito, el paciente pertenezca a éste.

Por consiguiente, el **valor predictivo negativo** (VPN) se define como la probabilidad de no pertenecer al grupo fracaso habiendo sido este grupo el resultado de la clasificación del paciente. Esto se traduce en la ecuación 6.13, el VPN es la relación entre los verdaderos negativos y el total de casos negativos predichos.

$$VPN = \frac{t_n}{t_n + f_n} \quad 6.13$$

Estos cálculos se basan en la matriz de confusión que resulta del clasificador. La matriz de confusión relaciona los valores reales del grupo (en las filas) y los valores predichos (en las columnas) (Tabla 6.2). Con la proporción entre filas y entre columnas se calculan los estadísticos de calidad.

		Predicción de clase		
Clase real	t_p	f_p	$VPP = \frac{t_p}{t_p + f_p}$	
	f_n	t_n	$VPN = \frac{t_n}{t_n + f_n}$	
	$Sn = \frac{t_p}{t_p + f_n}$	$Sp = \frac{t_n}{t_n + f_p}$	$Acc = \frac{t_p + t_n}{t_p + t_n + f_p + f_n}$	

Tabla 6.2 Matriz de confusión y parámetros obtenidos a partir de ésta.

En fondo verde se representan los valores correctamente predichos y en rojo los pacientes asignados a un grupo erróneo. En los extremos de filas y columnas se adjunta el estadístico que se obtiene de la proporción en cuestión.

7. Resultados

A continuación se detallan los resultados obtenidos en las tres etapas del análisis de la señal: la caracterización, la inferencia estadística y los métodos de clasificación.

7.1. Caracterización

Los resultados de la caracterización por cada paciente recopilan la información relativa a la estadística descriptiva de cada parámetro de cada paciente. Se han agrupado según diferentes aspectos: resultado de la prueba de extubación, sexo, y edad. De cada uno de estos grupos se ha extraído la información sobre la caracterización del grupo.

La frecuencia respiratoria es uno de los parámetros que se tiene en cuenta en la decisión del destete del paciente. Durante la prueba de extubación, una frecuencia respiratoria por encima de las 30 respiraciones por minuto es motivo de interrupción de la prueba [2], y uno de los criterios clásicos para la extubación es que el paciente presente una frecuencia respiratoria por debajo de las 25 respiraciones por minuto [2]. La caracterización realizada muestra que los pacientes del grupo fracaso presentan una frecuencia respiratoria de 28 ± 7 resp/min (Tabla 7.2), mientras que los pacientes extubados presentan de media una frecuencia respiratoria de 22 ± 6 resp/min (Tabla 7.1), por debajo de las 25 sugeridas por los criterios médicos. Con un valor intermedio se encuentran los pacientes reintubados, que, en promedio, presentan 23 ± 7 resp/min (Tabla 7.3).

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins} [mL/s²]	2632,12	1698,83	2023,23	13,68	1,67	66,34
M_{xIns} [mL/s]	427,22	159,09	171,28	11,35	1,13	39,68
T_I [s]	1,09	0,32	0,20	61,01	3,76	27,97
T_E [s]	1,74	0,73	0,39	77,27	5,39	43,63
T_{Tot} [s]	2,84	0,87	0,51	79,87	5,27	31,74
M_{xInfi} [mL/s]	343,23	145,40	173,54	10,95	1,18	42,87
T_{Infi} [s]	0,56	0,29	0,28	27,59	2,12	50,41
P_{Esp} [mL/s²]	5788,29	3907,76	3164,26	15,48	1,66	61,75
M_{xEsp} [mL/s]	-375,24	171,57	181,73	15,70	-1,22	-49,86
Frec	22,44	5,66	8,00	3,34	0,60	25,22
Edad [años]	65,54	16,95	19,00	3,55	-1,11	25,86

Tabla 7.1 Valores de caracterización del grupo éxito.

La Potencia de inspiración es mayor en los pacientes reintubados y extubados que en los pacientes del grupo fracaso, a su vez la desviación también es mayor en el grupo de pacientes reintubados. El parámetro que menos diferencias presenta es el punto de máxima inflexión entre el grupo éxito y fracaso (Tablas 7.1 y 7.2 respectivamente), incluso la desviación estándar de los datos es similar.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins} [mL/s²]	2390,18	1506,46	1603,15	26,36	2,41	69,01
M_{xIns} [mL/s]	483,78	144,07	158,36	13,95	0,82	32,71
T_I [s]	1,01	0,22	0,21	65,17	3,68	20,75
T_E [s]	1,30	0,57	0,27	124,86	7,27	44,18
T_{Tot} [s]	2,31	0,66	0,39	106,86	6,24	29,71
M_{xInfl} [mL/s]	343,24	141,59	155,30	13,49	1,27	41,78
T_{Infl} [s]	0,59	0,22	0,24	38,77	2,27	42,57
P_{Esp} [mL/s²]	5661,61	3362,29	3213,29	19,35	2,17	63,83
M_{xEsp} [mL/s]	-320,26	148,80	160,17	13,36	-1,21	52,95
Frec	28,08	7,13	7,75	2,90	-0,13	25,39
Edad [años]	67,08	15,03	19,25	3,04	-0,42	22,41

Tabla 7.2 Valores de caracterización del grupo fracaso.

Los parámetros temporales muestran que el tiempo de inspiración, correspondiente a la parte activa de la respiración, es menor en pacientes que no fueron extubados (Tabla 7.2). También el tiempo de espiración es menor en estos pacientes, manteniéndose las similitudes entre el grupo 1 (Tabla 7.1) y el grupo 2 (Tabla 7.3). Es coherente que se den similitudes entre el grupo 1 y 2 ya que los pacientes de ambos grupos fueron extubados en un primer momento, presentaban características que propiciaron el destete pese a que un grupo de pacientes tuvo que ser reintubado.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins} [mL/s²]	2890,24	1916,52	2125,32	20,79	2,18	76,08
M_{xIns} [mL/s]	573,78	211,73	281,40	9,77	1,15	44,14
T_I [s]	1,08	0,27	0,27	34,36	2,65	23,48
T_E [s]	1,76	0,89	0,47	35,37	4,09	44,73
T_{Tot} [s]	2,84	0,98	0,65	29,52	3,44	31,09
M_{xInfl} [mL/s]	398,35	189,92	224,08	12,08	1,47	52,77
T_{Infl} [s]	0,53	0,24	0,25	26,40	2,07	49,43
P_{Esp} [mL/s²]	6958,56	4429,18	4761,82	15,42	1,92	60,80
M_{xEsp} [mL/s]	-463,57	202,87	244,51	11,25	-0,69	-52,95
Frec	23,38	7,02	8,25	3,90	0,50	30,04
Edad [años]	68,24	13,72	11,50	5,80	-1,67	20,10

Tabla 7.3 Valores de caracterización del grupo reintubados.

La dispersión de los datos de la potencia de inspiración (Figura 7.1) muestra la distribución normal del valor medio de P_{Ins} de los pacientes de cada grupo. Se observa que el grupo éxito es el más numeroso con 94 pacientes, el grupo fracaso contiene los datos de 39 pacientes y el de reintubados de 21. La figura muestra que dentro de cada grupo existen pacientes con un valor de P_{Ins} muy alejado del valor del resto del grupo. El grupo más dispar en este aspecto es G1, con 3 valores de potencia de inspiración muy alejados del resto (en la parte inferior de la gráfica). Obviando estos datos alejados de la tendencia del grupo, G1 es el que presenta un valor máximo de P_{Ins} mayor que los otros dos grupos. Sin embargo, los valores mínimos de potencia son similares en los tres grupos, concentrándose en la misma zona de la gráfica.

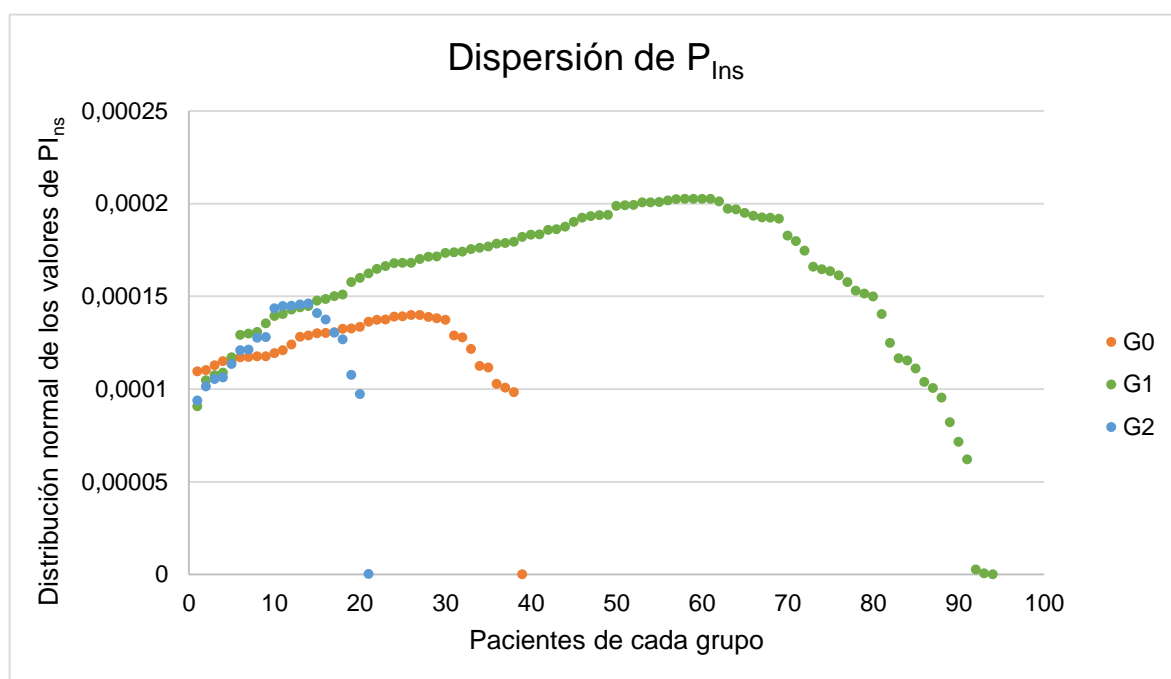


Figura 7.1 Distribución normal de P_{Ins} para los grupos de pacientes G0, G1 y G2.

Teniendo en cuenta los resultados de las tablas 7.1, 7.2 y 7.3 se observa una mayor similitud del grupo 2 con el grupo 1 que con el grupo 0. Sin embargo, en la Tabla 7.5 y Tabla 7.6 se muestran parámetros que tienen mayor similitud entre ellos que con los del grupo 1. Por ejemplo la relación entre la potencia de inspiración y el tiempo de espiración, resulta similar entre estos dos grupos. También la relación entre P_{Ins} y T_{Tot} da lugar a resultados similares.

Este es uno de los motivos por los que los pacientes reintubados presentan más complejidad en la caracterización del patrón respiratorio y en su identificación, debido a que su señal de flujo tiene similitudes con el grupo éxito, pues ambos fueron extubados en un primer momento, pero también deben conocerse las similitudes con el grupo fracaso, porque finalmente estos pacientes tuvieron que ser reintubados al no poder mantener la respiración sin soporte ventilatorio.

De las tablas de resultados de la relación entre parámetros se extrae también la gran desviación estándar y coeficiente de variación que tienen estos datos. La ratio entre la Potencia de inspiración y el Máximo en la inspiración es buen ejemplo de ello, pues en los tres grupos el valor de desviación estándar de este parámetro es superior a la media.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins}/M_{xIns} [s]	10,91	18,98	6,08	114,57	7,12	151,08
P_{Ins}/T_I [mL/s ³]	2525,09	1568,02	1919,70	10,03	1,27	63,29
P_{Ins}/T_E [mL/s ³]	1766,18	1450,76	1371,38	33,50	2,73	78,11
P_{Ins}/T_{TOT} [mL/s ³]	981,60	616,92	749,52	8,89	1,24	64,41
$P_{Ins}/Frec$ [mL/s ²]	128,58	82,47	99,84	13,68	1,67	66,34
M_{xInf}/T_{Inf} [mL/s ³]	819,18	425,21	439,82	16,66	2,18	54,65
T_{Inf}/T_I	0,49	0,15	0,21	3,35	-0,36	32,17
T_{Inf}/T_{Tot}	0,20	0,08	0,10	5,37	0,45	40,05
M_{xInf}/M_{xIns}	1,26	1,89	0,33	171,73	9,14	117,13
P_{Ins}/T_{Inf} [mL/s ³]	4829,20	2408,82	2755,00	11,98	1,36	49,06
P_{Ins}/M_{xInf} [s]	7,85	4,23	4,66	28,39	2,40	54,68
P_{Esp}/M_{xEsp} [s]	74,63	3144,18	77,90	344,03	5,28	4660,48
P_{Ins}/P_{Esp}	0,67	4,05	0,43	242,84	1,96	-100,87
M_{xIns}/M_{xEsp}	-10,07	141,65	0,44	319,19	-14,83	-494,54
P_{Esp}/T_I [mL/s ³]	5542,41	3640,09	3135,34	23,78	2,00	61,16
P_{Esp}/T_E [mL/s ³]	4991,68	13649,82	2437,28	75,18	4,86	101,19
P_{Esp}/T_{Tot} [mL/s ³]	2192,94	1712,29	1249,31	24,32	2,20	66,70

Tabla 7.4 Valores de caracterización de relación de parámetros del grupo éxito.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins}/M_{xIns} [s]	6,83	9,61	3,59	189,36	9,33	128,46
P_{Ins}/T_I [mL/s ³]	2526,11	1577,72	1754,64	9,13	1,40	61,83
P_{Ins}/T_E [mL/s ³]	1848,73	1423,21	1291,83	38,53	2,55	78,18
P_{Ins}/T_{TOT} [mL/s ³]	1023,19	630,28	712,11	8,92	1,27	62,10
$P_{Ins}/Frec$ [mL/s ²]	105,67	62,07	70,59	26,36	2,41	69,01
M_{xInf}/T_{Inf} [mL/s ³]	1021,15	469,88	495,55	21,53	2,23	51,51
T_{Inf}/T_I	0,51	0,13	0,17	4,75	-0,52	28,35
T_{Inf}/T_{Tot}	0,23	0,07	0,09	5,43	0,14	34,57
M_{xInf}/M_{xIns}	0,86	0,98	0,21	242,06	10,99	93,43
P_{Ins}/T_{Inf} [mL/s ³]	4932,12	2418,99	2658,01	11,19	1,46	46,47
P_{Ins}/M_{xInf} [s]	6,85	3,08	3,31	37,24	2,92	47,32
P_{Esp}/M_{xEsp} [s]	136,47	1334,13	96,73	426,51	5,89	5604,52
P_{Ins}/P_{Esp}	0,62	2,31	0,39	206,07	4,45	429,61
M_{xIns}/M_{xEsp}	-7,04	53,27	1,12	240,76	-11,48	-284,26
P_{Esp}/T_I [mL/s ³]	6541,82	4324,84	4020,05	18,80	2,15	65,29
P_{Esp}/T_E [mL/s ³]	4895,93	4927,37	3065,34	75,47	4,48	93,17
P_{Esp}/T_{Tot} [mL/s ³]	2643,72	1825,05	1653,11	22,51	2,21	67,60

Tabla 7.5 Valores de caracterización de relación de parámetros del grupo fracaso.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins}/M_{xIns} [s]	18,51	27,09	22,94	121,22	7,20	127,31
P_{Ins}/T_I [mL/s ³]	2751,98	1847,71	2128,66	20,22	2,13	75,30
P_{Ins}/T_E [mL/s ³]	1819,44	1494,90	1506,38	52,48	3,32	85,18
P_{Ins}/T_{Tot} [mL/s ³]	1047,65	705,46	879,53	12,46	1,67	74,61
$P_{Ins}/Frec$ [mL/s ²]	170,02	111,24	120,62	20,79	2,18	76,08
M_{xInf}/T_{Inf} [mL/s ³]	1201,00	561,19	606,80	29,25	2,82	57,13
T_{Inf}/T_I	0,46	0,14	0,20	3,38	-0,30	34,73
T_{Inf}/T_{Tot}	0,19	0,07	0,10	4,46	0,33	42,51
M_{xInf}/M_{xIns}	1,92	2,57	2,20	207,66	10,35	101,45
P_{Ins}/T_{Inf} [mL/s ³]	5578,07	2905,62	3402,62	14,02	1,75	55,15
P_{Ins}/M_{xInf} [s]	7,45	4,02	3,91	17,65	1,88	51,30
P_{Esp}/M_{xEsp} [s]	136,96	2672,39	50,00	336,42	5,80	2439,74
P_{Ins}/P_{Esp}	0,17	12,96	0,43	226,58	-1,26	86,12
M_{xIns}/M_{xEsp}	-9,74	80,09	0,50	270,39	-13,79	-433,72
P_{Esp}/T_I [mL/s ³]	7038,26	4516,49	4859,17	14,08	2,06	63,02
P_{Esp}/T_E [mL/s ³]	4455,98	3721,32	3284,67	53,89	3,81	79,68
P_{Esp}/T_{Tot} [mL/s ³]	2594,96	1712,99	1882,13	13,18	1,94	63,96

Tabla 7.6 Valores de caracterización de relación de parámetros del grupo reintubados.

Los pacientes se han clasificado en función de la edad para tratar de discernir si ésta es un factor clave en el resultado de la extubación. Se han determinado 3 rangos de edad: pacientes menores de 55 años (GA), pacientes de entre 55 y 70 años (GB) y pacientes de 70 años de edad o mayores (GC). Los resultados de la caracterización se exponen en las tablas 7.7, 7.8 y 7.9.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins} [mL/s ²]	2809,20	1883,81	2032,42	23,77	2,21	69,43
M_{xIns} [mL/s]	399,64	164,84	170,59	13,98	1,52	44,96
T_I [s]	1,15	0,29	0,19	70,05	3,93	25,55
T_E [s]	1,71	0,71	0,34	65,68	5,51	44,35
T_{Tot} [s]	2,86	0,82	0,47	64,85	5,02	30,55
M_{xInfl} [mL/s]	332,52	154,55	174,43	9,91	1,40	45,93
T_{Infl} [s]	0,58	0,28	0,29	38,59	2,56	50,46
P_{Esp} [mL/s ²]	6002,41	3591,02	2871,78	19,76	2,10	60,50
M_{xEsp} [mL/s]	-341,85	163,96	134,34	18,49	-1,59	-53,82
Frec	22,03	5,34	7,00	2,18	0,47	24,21
Edad [años]	39,21	10,95	17,25	2,02	-0,43	27,93

Tabla 7.7 Valores de caracterización del grupo A.



	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins} [mL/s²]	3499,82	2326,56	2607,59	16,83	1,99	70,77
M_{xIns} [mL/s]	552,80	214,86	260,90	9,48	0,97	43,67
T_I [s]	1,03	0,30	0,21	49,89	3,73	27,57
T_E [s]	1,70	0,82	0,45	74,70	5,40	45,38
T_{Tot} [s]	2,73	0,95	0,58	69,15	5,11	32,90
M_{xInfi} [mL/s]	449,62	198,55	219,36	9,94	1,28	47,41
T_{Infi} [s]	0,52	0,27	0,24	24,11	1,91	47,75
P_{Esp} [mL/s²]	7542,80	4608,12	5032,79	11,36	1,53	62,35
M_{xEsp} [mL/s]	-438,42	215,13	253,54	13,94	-1,23	-52,49
Frec	23,69	6,33	7,75	4,50	0,64	26,73
Edad [años]	61,74	3,93	7,00	1,90	0,10	6,36

Tabla 7.8 Valores de caracterización del grupo B.

A juzgar por los resultados expuestos, es difícil establecer una correlación entre la edad y el valor de la potencia u otros parámetros. La potencia de inspiración es menor en pacientes de más avanzada edad, sin embargo, el valor de máxima inspiración es menor en los más jóvenes (Tabla 7.7). Tampoco el tiempo de inspiración, también parte activa de la respiración, parece tener una relación con la edad, pues el valor no aumenta o desciende en función de este parámetro.

De acuerdo con estos resultados se deduce que la edad no es un factor determinante en el resultado de la extubación, ya que ésta depende principalmente del estado clínico del paciente, y éste no depende de la edad del mismo.

	md	std	iqr	k	sk	cv (%)
P_{Ins} [mL/s²]	2132,23	1317,70	1589,56	16,34	1,81	66,88
M_{xIns} [mL/s]	441,01	137,90	151,90	12,10	0,94	34,02
T_I [s]	1,06	0,28	0,23	58,38	3,41	24,59
T_E [s]	1,58	0,66	0,35	93,69	5,88	43,11
T_{Tot} [s]	2,64	0,78	0,47	89,74	5,43	30,54
M_{xInfi} [mL/s]	312,06	127,35	156,53	13,18	1,18	41,70
T_{Infi} [s]	0,57	0,26	0,27	30,24	2,13	47,81
P_{Esp} [mL/s²]	5148,75	3576,92	2827,86	17,64	1,86	62,60
M_{xEsp} [mL/s]	-354,48	151,70	170,70	13,41	-0,96	-1,47
Frec	24,79	7,10	11,00	2,63	0,33	28,66
Edad [años]	77,50	5,30	6,00	7,57	1,46	6,84

Tabla 7.9 Valores de caracterización del grupo C.

Para determinar si la distribución de los parámetros dentro de cada grupo de pacientes (G0, G1 y G2) siguen una distribución normal se ha realizado el test de Komogorov-Smirnov para una muestra. Se compara la distribución de los resultados obtenidos con una distribución normal, la hipótesis nula establece en este caso que la muestra testeada procede de una distribución normal estándar. Un p-valor menor que 0,05 permite rechazar la hipótesis nula y afirmar con un nivel de significancia del 5% que los datos no siguen una distribución normal.

Éste es el resultado para todos los parámetros de todos los grupos. El único parámetro que sí sigue una distribución normal es la asimetría de la relación entre D_{Inf} y T_{Tot} en el grupo 0. La Figura 7.2 muestra la distribución de este parámetro en los tres grupos. Se observa que la curva de la función de distribución acumulada (cdf en la gráfica) del grupo 0 es la que mejor se ajusta a la normal teórica. Los grupos 1 y 2 distan mucho de la normal teórica de la muestra.

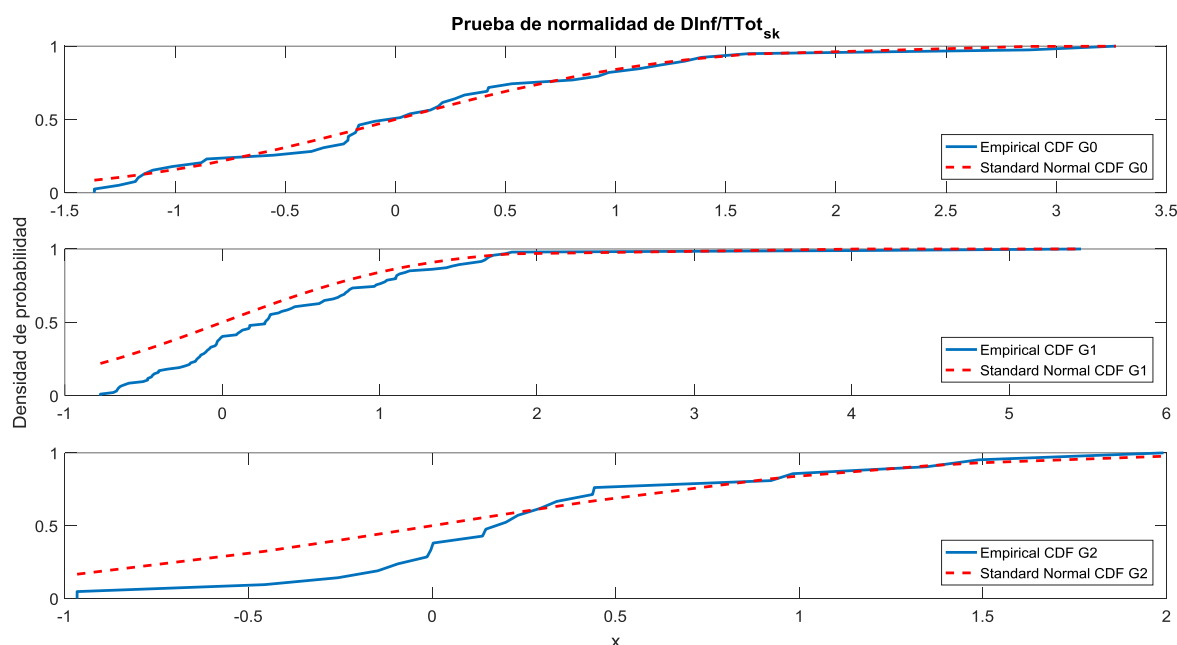


Figura 7.2 Prueba de normalidad la asimetría (sk) del parámetro D_{Inf}/T_{Tot} de los tres grupos.

El objetivo de conocer el test de normalidad de la muestra es determinar qué test de inferencia estadística es el adecuado para la muestra. Debido a que los parámetros no siguen una distribución normal no puede aplicarse el test t de Student y debe optarse por los test no paramétricos: U Mann-Whitney y Kolmogorov-Smirnov. En este caso ningún parámetro sigue una distribución normal, sin embargo, con tan solo un resultado negativo al test de normalidad hubiera sido determinante para descartar el test de t de Student.

7.2. Comparación entre grupos de pacientes

Los test de U Mann-Whitney (M-W) y Kolmogorov-Smirnov (K-S) determinan un p-valor para cada pareja de parámetros testeados considerando un nivel de significación del 5%.

Se han realizado ambos test con el objetivo de determinar cuál de ellos es el más adecuado para el propósito que plantea este estudio, teniendo en cuenta que el test de K-S es más potente en muestras pequeñas. En este caso la población presenta tres grupos, éxito, fracaso y reintubados, de 94, 39 y 21 pacientes respectivamente. El primero de ellos se considera una muestra grande, sin embargo el grupo fracaso es una muestra mediana y el grupo de reintubados una pequeña. Los resultados de los test, en cuanto a cantidad de parámetros estadísticamente significativos, muestran que Kolmogorov-Smirnov arroja mejores resultados (Tabla 7.10), la única comparación entre grupos en que U Mann-Whitney es más exitoso es entre el G0 y G1, en el que hay más cantidad de pacientes.

		U Mann-Whitney	Komogorov – Smirnov
Cantidad de parámetros estadísticamente significativos	G0 vs G1	26	21
	G0 vs G2	10	15
	G1 vs G2	2	8

Tabla 7.10 Cantidad de parámetros significativos mediante los dos test.

De este resultado cabe destacar no solo la cantidad de parámetros que cada test ha determinado que son estadísticamente significativos sino las similitudes entre los escogidos por cada test. En la Tabla 7.11 se muestran los parámetros con un p-valor menor de 0,05 de cada grupo comunes en ambos test. En la comparación entre el grupo éxito y reintubados los dos únicos parámetros devueltos por el test de M-W resultan también significativos con el test de K-S. Un resultado similar resulta de la comparación entre el grupo fracaso y reintubados. De los 10 parámetros resultantes del test de M-W, 9 son comunes con el resultado del test de K-S. En la primera columna de la tabla se detallan las 17 coincidencias entre los grupos fracaso y reintubados, que suponen más de la mitad de los parámetros de cada grupo (26 para M-W y 21 para K-S).

G0 vs G1	G0 vs G2	G1 vs G2
P _{Ins_iqr}	M _{xIns_std}	M _{xInf_std}
P _{Ins_k}	T _{E_md}	M _{xInf_cv}
T _{I_md}	T _{E_k}	
T _{E_md}	T _{Tot_md}	
T _{E_iqr}	P _{Ins/Frec_std}	
T _{Tot_md}	Frec	
P _{Ins/Frec_md}	M _{xInf_std}	
P _{Ins/Frec_std}	M _{xInf_cv}	
P _{Ins/Frec_iqr}	P _{Ins/M_{xInf_k}}	
P _{Ins/Frec_k}		
Frec		
D _{Inf_std}		
D _{Inf_iqr}		
D _{Inf/T_{I_std}}		
D _{Inf/T_{I_iqr}}		
M _{xInf/M_{xIns_md}}		
P _{Ins/M_{xInf_iqr}}		

Tabla 7.11 Parámetros comunes del resultado del test de M-W y K-S.

Las diferencias en los parámetros que cada test ha establecido como estadísticamente significativos también son determinantes para establecer qué test de inferencia es el más adecuado para el propósito del estudio. Destaca que el test de K-S determina que los parámetros relacionados con la potencia de inspiración son más relevantes al comparar los grupos fracaso y éxito con el de reintubados (Tabla 7.12). U Mann-Whitney en estos dos casos da más relevancia a los parámetros temporales.

G0 vs G1		G0 vs G2		G1 vs G2	
M-W	K-S	M-W	K-S	M-W	K-S
M _{xIns_cv}	T _{I_iqr}	T _{Tot_k}	P _{Ins_std}		M _{xIns_std}
T _{E_k}	D _{Inf_md}		P _{Ins_iqr}		P _{Ins/T_{I_std}}
T _{Tot_iqr}	M _{xInf/D_{Inf_md}}		T _{E_sk}		P _{Ins/M_{xInf_k}}
P _{Ins/M_{xIns_md}}	M _{xIns/M_{xEsp_cv}}		P _{Ins/T_{I_std}}		M _{xEsp_iqr}
P _{Ins/M_{xIns_std}}			P _{Ins/Frec_iqr}		P _{Esp/T_{I_sk}}
P _{Ins/M_{xIns_iqr}}			P _{Ins/D_{Inf_std}}		P _{Esp/T_{I_cv}}
D _{Inf/T_{I_k}}					
P _{Ins/M_{xInf_std}}					
P _{Esp/T_{E_iqr}}					

Tabla 7.12 Parámetros no comunes del resultado del test de M-W y K-S.

La calidad del resultado de las pruebas no paramétricas se mide también en función del p-valor devuelto por el test. Valores más próximos a 0 implican una mayor diferencia entre el parámetro de los dos grupos comparados. Se observa que el resultado de los dos test comparando el grupo fracaso con el de éxito (G0 vs G1) y el de reintubados (G0 vs G2) es parecido: en ambos el parámetro con menor p-valor es la media del tiempo de espiración. En general, K-S presenta valores más próximos a 0 que M-W, siendo la única excepción el resultado de la comparación entre el G0 y G1, en la que M-W es más sensible al tratarse de una muestra mayor (Tabla 7.13).

P-valor mínimo	U Mann-Whitney				Komogorov – Smirnov	
	G0 vs G1	T _{E_md}	<0,0001		T _{E_md}	<0,0001
	G0 vs G2	T _{E_md}	0,0011		T _{E_md}	0,0008
	G1 vs G2	M _{Inf_cv}	0,035		P _{Esp/T_Lsk}	0,0077

Tabla 7.13 P-valor mínimo de cada grupo comparado y parámetro al que corresponde.

Por tanto, a razón de los resultados obtenidos en los test de inferencia estadística y teniendo en cuenta los parámetros que se han establecido como estadísticamente significativos, se ha determinado que el test de Kolmogorov-Smirnov es el más adecuado en este estudio.

La Tabla 7.14 muestra los resultados del test de KS entre el grupo éxito y fracaso. Los intervalos de confianza mostrados en la tabla se han establecido en un 95%. Los parámetros más significativos entre estos dos grupos son los temporales (T_{L_md}, T_{E_md}, Frec y T_{Tot_md}) pues son los que presentan un p-valor menor. La fase de espiración no es relevante en la identificación de un paciente de estos dos grupos, pues los datos relativos a ella no presentan diferencias estadísticamente significativas según el test. Esta comparación entre el grupo éxito y fracaso es la que más diferencias presenta entre ellos; al comparar estos grupos con el de reintubados, la señal presenta más similitudes y por tanto, la cantidad de parámetros estadísticamente significativos es menor.

Parámetro	Valor G0 md (IC ⁻ ;IC ⁺)	Valor G1 md (IC ⁻ ;IC ⁺)	P-Valor
P_{Ins_iqr} [mL/s²]	1603,15 (766,38;2439,92)	2023,23 (1706,24;2340,22)	0,0049
P_{Ins_k} [mL/s²]	26,36 (12,51;40,21)	13,68 (10,10;17,27)	0,039
T_{I_md} [s]	1,01 (0,82;1,20)	1,09 (1,03;1,15)	0,00043
T_{I_iqr} [s]	0,21 (0,13;0,29)	0,20 (0,18;0,23)	0,045
T_{E_md} [s]	1,30 (1,18;1,41)	1,74 (1,64;1,85)	<0,0001
T_{E_iqr} [s]	0,27 (0,22;0,31)	0,39 (0,34;0,44)	0,017
T_{Tot_md} [s]	2,31 (2,05;2,56)	2,84 (2,69;2,98)	<0,0001
Frec	28,08 (25,77;30,39)	22,44 (21,28;23,60)	<0,0001
P_{Ins/Frec_md} [mL/s²]	105,67 (49,85;161,50)	128,58 (107,56;149,60)	0,0086
P_{Ins/Frec_std} [mL/s²]	62,07 (31,23;92,91)	82,47 (67,76;97,19)	0,030
P_{Ins/Frec_iqr} [mL/s²]	70,59 (21,52;119,66)	99,84 (82,23;117,44)	0,0012
P_{Ins/Frec_k} [mL/s²]	26,36 (12,51;40,21)	13,68 (10,10;17,27)	0,039
D_{Inf_md} [s]	0,59 (0,40;0,78)	0,56 (0,51;0,60)	0,046
D_{Inf_std} [s]	0,22 (0,16;0,28)	0,29 (0,23;0,34)	0,015
D_{Inf_iqr} [s]	0,24 (0,17;0,31)	0,28 (0,25;0,31)	0,012
M_{XInf/DInf_md} [mL/s²]	1021,15 (252,16;434,32)	819,18 (690,10;948,27)	0,029
D_{Inf/TI_std}	0,13 (0,12;0,14)	0,15 (0,14;0,16)	0,038
D_{Inf/TI_iqr}	0,17 (0,15;0,19)	0,21 (0,20;0,22)	0,027
M_{XInf/MXIns_md}	0,86 (0,73;1,00)	1,26 (1,00;1,52)	0,046
P_{Ins/MXInf_iqr} [s]	3,31 (2,64;3,99)	4,66 (4,10;5,22)	0,039
M_{XIns/MXEsp_cv}	-284,26 (-481,79;-86,73)	-494,54 (-616,24;-372,84)	0,024

Tabla 7.14 Resultados positivos del test de K-S entre el G0 y el G1.

El grupo fracaso y reintubados mantiene como parámetro con menor p-valor el valor medio del tiempo de espiración, sin embargo, un parámetro que cobra importancia en términos del valor del p-valor es la relación entre la potencia de inspiración y la frecuencia. Es la parte activa de la respiración, la relativa a la inspiración (ya sea en términos de potencia, valor máximo de flujo o amplitud de la inflexión), la que es relevante al comparar estos dos grupos.

Parámetro	Valor G0 md (IC-;IC+)	Valor G2 md (IC-;IC+)	P-Valor
P_{Ins_std} [mL/s²]	1506,46 (937,84;2075,09)	1916,52 (1203,64;2629,39)	0,025
P_{Ins_iqr} [mL/s²]	1603,15 (766,38;2439,92)	2125,32 (1269,66;2980,98)	0,044
M_{XIns_std} [mL/s]	144,07 (108,25;179,89)	211,73 (132,66;290,81)	0,025
T_{E_md} [s]	1,30 (1,18;1,41)	1,76 (1,36;2,15)	0,00084
T_{E_k} [s]	124,86 (61,99;187,73)	35,37 (16,20;54,54)	0,035
T_{E_sk} [s]	7,27 (5,16;9,38)	4,09 (2,87;5,31)	0,038
T_{Tot_md} [s]	2,31 (2,05;2,56)	2,84 (2,34;3,34)	0,013
P_{Ins/TI_std} [mL/s³]	1577,72 (1031,65;2123,79)	1847,71 (1240,91;2454,50)	0,029
P_{Ins/Frec_std} [mL/s²]	62,07 (31,23;92,91)	111,24 (32,41;190,08)	0,017
P_{Ins/Frec_iqr} [mL/s²]	70,59 (21,52;119,66)	120,62 (30,00;211,25)	0,015
Frec	28,08 (25,77;30,39)	23,38 (20,18;26,58)	0,021
M_{XInf_std} [mL/s]	141,59 (102,36;180,82)	189,92 (135,12;244,72)	0,032
M_{XInf_cv} [mL/s]	41,78 (36,03;47,53)	52,77 (43,96;61,59)	0,041
P_{Ins/DInf_std} [mL/s³]	2418,99 (1571,52;3266,46)	2905,62 (1968,11;3843,12)	0,044
P_{Ins/M_{XInf_k}} [s]	37,24 (19,54;54,95)	17,65 (1,47;36,78)	0,020

Tabla 7.15 Resultados positivos del test de K-S entre el G0 y el G2.

En la Tabla 7.16 se muestran los resultados de la comparación entre el grupo éxito y el grupo reintubados. Los valores de ambos grupos se presentan en términos de media y un intervalo de confianza al 95%. Estos dos grupos son los que más similitudes presentan entre sí, ya que es la comparación que menos parámetros presentan un p-valor menor que 0,05. Principalmente los parámetros que presentan más diferencias entre estos dos grupos son los obtenidos a partir de ratios entre la potencia y el tiempo. Cobra importancia en este caso la parte pasiva de la respiración, pues la potencia de espiración y el máximo en la espiración son parámetros estadísticamente significativos según el test de K-S.

Parámetro	Valor G1 md (IC-;IC+)	Valor G2 md (IC-;IC+)	P-Valor
M_{XIns_std} [mL/s]	159,09 (133,47;184,71)	211,73 (132,66;290,81)	0,046
P_{Ins}/T_{I_std} [mL/s ³]	1568,02 (1295;30;1840,74)	1847,71 (1240,91;2454,50)	0,030
M_{XInf_std} [mL/s]	145,40 (122,33;168,47)	189,92 (135,12;244,72)	0,027
M_{XInf_cv} [mL/s]	42,87 (39,65;46,08)	52,77 (43,96;61,59)	0,032
P_{Ins}/M_{XInf_k} [s]	28,39 (14,74;42,04)	17,65 (1,47;36,78)	0,041
M_{XEsp_iqr} [mL/s]	181,73 (134,13;229,33)	244,51 (98,41;390,61)	0,041
P_{Esp}/T_{I_sk} [mL/s ³]	2,00 (1,36;2,64)	2,06 (1,43;2,68)	0,0077
P_{Esp}/T_{I_cv} [mL/s ³]	61,16 (54,19;68,13)	63,02 (55,14;70,91)	0,041

Tabla 7.16 Resultados positivos del test de K-S entre el G1 y el G2.

De los resultados anteriores adjuntos en las tablas se deduce también que la edad no es un factor clave en la extubación de los pacientes. En ninguna de las comparaciones se ha establecido que éste sea un parámetro relevante para determinar el resultado de la prueba de extubación. El contraste de hipótesis confirma la suposición hecha a partir de la caracterización de la señal.

7.3. Clasificación

Para clasificar los pacientes se proponen los modelos descritos en el apartado 6.3 de este documento: análisis discriminante lineal y máquinas de soporte vectorial además de la regresión lineal; y se han utilizado los parámetros resultantes del test de Kolmogorov – Smirnov para cada grupo. Además, se han validado los datos mediante los dos métodos propuestos: *Leave One Out Cross Validation* y *Hold Out* con un porcentaje de *test set* del 5 % de la muestra. Los datos se presentan en términos de exactitud (Acc), sensibilidad (Sn) y especificidad (Sp).

Los modelos obtenidos mediante **Análisis Discriminante Lineal** y validados con el método de *Leave One Out Cross Validation* con los parámetros establecidos por el test de M-W arrojan los datos adjuntos en la Tabla 7.17. La media de exactitud en los tres grupos ha sido del 68,1 % y la mejor predicción se ha obtenido entre el grupo 0 y 1 con un 75,9 %. El modelo ha optimizado los parámetros predictores y ha realizado la clasificación con los óptimos, dando lugar a las ecuaciones 7.1, 7.2 y 7.3. Cabe destacar que un parámetro determinante según este modelo para identificar a los pacientes reintubados es la amplitud de máxima inflexión (M_{XInf}), en este caso el coeficiente de variación del mismo.

	Acc	Sn	Sp	VPP	VPN
G0 vs G1	75,9	91,5	38,5	78,2	65,2
G0 vs G2	66,7	52,4	74,4	52,4	74,4
G1 vs G2	61,7	47,6	64,9	23,3	84,7

Tabla 7.17 Resultados de clasificación con los parámetros del test M-W y LDA.

$$Y_{0-1} = -7,02 + 1,47 \cdot T_{I_{md}} + 0,20 \cdot Frec + 0,15 \cdot (D_{Inf}/T_l)_k \quad 7.1$$

$$Y_{0-2} = -3,47 + 1,35 \cdot T_{E_{md}} + 0,33 \cdot M_{xInf_{cv}} \quad 7.2$$

$$Y_{1-2} = -2,72 + 0,61 \cdot M_{xInf_{cv}} \quad 7.3$$

La Tabla 7.18 muestra los resultados de aplicar el método de validación Leave One Out a los modelos de Análisis Discriminante Lineal generados con los parámetros del test de Kolmogorov-Smirnov. Los resultados son ligeramente superiores en lo que a exactitud se refiere, con un 74,6% de éxito en la clasificación. En este caso la clasificación entre los pacientes éxito y reintubados ha obtenido la mayor exactitud. El test de K-S sigue la tendencia de los resultados anteriores comentados arrojando mejores resultados en muestras pequeñas.

	Acc	Sn	Sp	VPP	VPN
G0 vs G1	72,2	90,4	28,2	75,2	55,0
G0 vs G2	70,0	38,1	87,2	61,5	72,3
G1 vs G2	81,7	4,8	98,9	50,0	82,3

Tabla 7.18 Resultados de clasificación con los parámetros del test K-S y LDA.

Las ecuaciones 7.4, 7.5 y 7.6 son las que se han obtenido a partir de los parámetros predictores introducidos en el modelo. Se observan las mismas ecuaciones para los grupos 0-2 y 1-2 que con los modelos obtenidos con los parámetros de M-W (ecuaciones 7.2 y 7.3), sin embargo se ha logrado una mejor exactitud con el modelo generado a partir de los parámetros de K-S.

$$Y_{0-1} = -4,14 + 1,80 \cdot T_{E_{md}} + 6,23 \cdot (D_{Inf}/T_l)_{iqr} \quad 7.4$$

$$Y_{0-2} = -3,47 + 1,35 \cdot T_{E_{md}} + 0,33 \cdot M_{xInf_{cv}} \quad 7.5$$

$$Y_{1-2} = -2,72 + 0,61 \cdot M_{xInf_{cv}} \quad 7.6$$

El resultado obtenidos con el modelo **SVM** y el método de validación *Hold out* con un 5% de las muestras destinadas a testear el modelo se adjunta en la Tabla 7.19 (a partir de los parámetros del test de U Mann-Whitney) y la Tabla 7.20 (a partir de los parámetros del test de Kolmogorov-Smirnov).

	Acc	Sn	Sp	VPP	VPN
G0 vs G1	66,7	100,0	0,0	66,7	-
G0 vs G2	66,7	50,0	100,0	100,0	50,0
G1 vs G2	80,0	0,0	100,0	-	80,0

Tabla 7.19 Resultados de clasificación con los parámetros del test M-W y SVM.

De acuerdo con la tabla de resultados del modelo de máquinas de soporte vectorial, la exactitud de los parámetros del test de M-W es inferior a los de K-S con un porcentaje del 71,1% frente al 82,2%. Se observa que pese al grado de Acc de estos modelos se presentan valores bajos de sensibilidad y especificidad. Esto implica que los modelos obtenidos con SVM tienden a clasificar todos los pacientes del grupo solo en una de las clases. Aumentar el tamaño de la muestra es una posible solución a este comportamiento observado.

	Acc	Sn	Sp	VPP	VPN
G0 vs G1	66,7	100,0	0,0	66,7	-
G0 vs G2	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
G1 vs G2	80,0	0,0	100,0	-	80,0

Tabla 7.20 Resultados de clasificación con los parámetros del test K-S y SVM.

Para establecer un modelo de regresión lineal se eligen los parámetros que se han establecido como óptimos en el modelo de análisis discriminante lineal. Estos son:

	M-W	K-S
G0 vs G1	T_{I_md} , Frec, D_{Inf}/T_{I_k}	T_{E_md} , D_{Inf}/T_{I_iqr}
G0 vs G2	T_{E_md} , M_{xInf_CV}	T_{E_md} , M_{xInf_CV}
G1 vs G2	M_{xInf_CV}	M_{xInf_CV}

Tabla 7.21 Parámetros óptimos obtenidos en el modelo LDA para cada grupo.

Las ecuaciones obtenidas con los parámetros óptimos de U Mann-Whitney son:

$$Y_{0-1} = 2,09 - 0,29 \cdot T_{I_{md}} + 0,04 \cdot Frec - 0,03 \cdot (D_{Inf}/T_I)_k + 20,89 \quad 7.7$$

$$Y_{0-2} = -0,61 + 0,51 \cdot T_{E_{md}} + 0,01 \cdot M_{xInf_{cv}} + 44,51 \quad 7.8$$

$$Y_{1-2} = 0,95 + 0,05 \cdot M_{xInf_{cv}} + 16,25 \quad 7.9$$

Las ecuaciones obtenidas con los parámetros óptimos de Kolmogorov-Smirnov son:

$$Y_{0-1} = -0,03 + 0,32 \cdot T_{E_{md}} + 1,11 \cdot (D_{Inf}/T_I)_{iqr} + 22,45 \quad 7.10$$

$$Y_{0-2} = -0,61 + 0,51 \cdot T_{E_{md}} + 0,01 \cdot M_{xInf_{cv}} + 44,51 \quad 7.11$$

$$Y_{1-2} = 0,95 + 0,05 \cdot M_{xInf_{cv}} + 16,25 \quad 7.12$$

Las ecuaciones entre los grupos 0-2 y 1-2 además de presentar los mismos parámetros óptimos, presentan los mismos coeficientes y mismo residuo. La diferencia se encuentra en la ecuación de regresión obtenida entre los grupos 0 y 1. En el caso de M-W son tres los parámetros óptimos para la identificación de los pacientes, cuya ecuación presenta un residuo menor (ecuación 7.7) y dos en el caso de K-S.

Con los resultados de los métodos de clasificación propuestos y su posterior análisis se concluye que para identificar correctamente a los pacientes de los grupos éxito, fracaso y reintubados el mejor método de clasificación es el análisis discriminante lineal. Presenta un porcentaje inferior que las máquinas de soporte vectorial, sin embargo, éstas no optimizan los parámetros independientes para la predicción, utilizan todos los parámetros predictores. Además no ha dado lugar a predicciones de una sola clase dentro de un grupo.

Así, con LDA se observa que los parámetros que caracterizan el patrón respiratorio que mejor identifican a los pacientes son el tiempo de inspiración y espiración, la frecuencia, la amplitud de máxima inflexión y la relación entre la duración de máxima inflexión y el tiempo de inspiración. Los parámetros relacionados con la parte activa de la respiración han resultado determinantes para la obtención de los resultados.

8. Discusión

Los resultados de la caracterización de la señal y el análisis de la dispersión de la potencia de inspiración han probado las diferencias existentes entre los pacientes pertenecientes al grupo éxito (G1) y fracaso (G0), así como las diferencias no tan notables entre el grupo de pacientes reintubados (G2) y extubados.

Mediante la inferencia estadística y los resultados obtenidos de las comparaciones de los parámetros del patrón respiratorio de los tres grupos se ha determinado que el test de Kolmogorov-Smirnov es el más adecuado para el análisis de esta población. En comparación con el test de U Mann Whitney es más potente para muestras pequeñas, y los resultados así lo corroboran. Tanto en cantidad de parámetros estadísticamente significativos (Tabla 7.10) como en el valor del p-valor (Tabla 7.13) Kolmogorov-Smirnov ha aportado mejores resultados.

Los métodos de clasificación testeados han determinado el grado de exactitud en la clasificación de los pacientes mediante los parámetros estadísticamente significativos. Pese a que en términos de exactitud las máquinas de soporte vectorial han aportado un mejor resultado (82,2 %), se ha determinado el análisis discriminante lineal el método óptimo de clasificación (74,6 %). Este método optimiza los parámetros predictores introducidos y genera la clasificación con los óptimos (ecuaciones 7.4, 7.5 y 7.6), además de tener mejores resultados en cuanto a sensibilidad y especificidad.

El objetivo principal de este estudio es el estudio de la potencia de inspiración en pacientes de extubación para identificar qué parámetros pueden ayudar en la determinación del momento óptimo de destete. De acuerdo con los resultados, la potencia de inspiración en sí misma no es un parámetro determinante para la identificación de los pacientes pero sí lo son la amplitud de máxima inflexión y la duración de máxima inflexión, parámetros estrechamente relacionados con la potencia de inspiración y la fase activa de la respiración.



Conclusiones

Este proyecto tiene como objetivo el análisis de la potencia de inspiración en pacientes en proceso de extubación para ayudar a determinar el momento óptimo de la retirada de la asistencia respiratoria.

Mediante la automatización del algoritmo de caracterización e inferencia estadística se han analizado 154 señales de flujo respiratorio de pacientes pertenecientes al grupo de éxito, fracaso y reintubados. Además se han utilizado métodos de clasificación para estudiar la calidad de los resultados obtenidos.

Los resultados del estudio contribuyen a un mayor conocimiento clínico de parámetros relacionados con la potencia de inspiración que puedan definir un modelo para determinar el momento óptimo de destete. Para poder contribuir en la toma de decisiones en el proceso de extubación estos resultados deben ser validados con nuevos pacientes.



Análisis del impacto ambiental

En el momento de implementar un proyecto es imprescindible conocer el impacto que este va a suponer en el medio ambiente, ya sea por la afectación en la calidad del aire (emisiones de gases), en la calidad del agua (riesgo de vertidos contaminantes a ríos o mares), afectación en la biodiversidad de la zona, etc.

El proyecto que se lleva a cabo en este documento no tiene ningún impacto medioambiental directo, puesto que se desarrolla un software de clasificación. Sin embargo, durante el desarrollo del mismo se ha consumido energía eléctrica para suplir energéticamente la herramienta de trabajo. Para cuantificar las emisiones de CO₂ asociadas a la generación de electricidad consumida se establece, según la Oficina Catalana del Cambio Climático, el mix eléctrico (ME). Valores pequeños del mix eléctrico indican una mayor contribución de fuentes energéticas bajas en carbono [35]. En el 2017 se estableció en 392 g CO₂/kWh el valor de mix eléctrico. Con esta referencia, las horas de desarrollo declaradas en el presupuesto, y la potencia del ordenador utilizado, el CO₂ emitido como resultado de este estudio es de:

$$\text{Emisión CO}_2 [g] = ME \cdot P \cdot t = 392 \cdot 0,1 \cdot 630 = 24.696 \text{ g CO}_2$$

Por otro lado, hay que tener en cuenta el consumo de los equipos de medida. Para implementar este algoritmo en pacientes fuera de la base de datos WEANDB será imprescindible la adquisición y registro de los datos. Lo que conlleva un consumo eléctrico de los equipos durante 30 minutos. La potencia consumida tiene en cuenta la tarjeta de DAQCard 6024E [36] y del monitor Datex-Ohmeda [37].

$$\text{Emisión CO}_2 [g] = ME \cdot P \cdot t = 392 \cdot (1,31 + 140) \cdot 0,5 = 27.696,76 \text{ g CO}_2$$

Cada registro que se haga con este equipo supondrá una emisión de 27,7 kg de CO₂.

No es necesario, por tanto, establecer un protocolo para evitar impactos ambientales derivados de la actividad que se desarrolle con el software diseñado.

Por último, los equipos médicos de medida tienen una vida útil de 7 años [38]. Pasado este tiempo se deberán llevar los equipos a un punto limpio para su reciclaje.

Presupuesto y/o Análisis Económico

Adquisición de bienes y equipos

Concepto	Cantidad [uds.]	Precio unitario	Importe
1. HP Pavilion I5-3120CM 6GB	1	570,00 €	570,00 €
2. MOUSE M90 Logitech	1	10,90 €	10,90 €
3. MATLAB Home R2018a	1	119,00 €	119,00 €
4. Statistics and Machine Learning Toolbox	1	35,00 €	35,00 €
5. IBM SPSS Statistics	1	95,54	95,54 €
TOTAL			830,44 €

Ingeniería

Concepto	Cantidad [horas]	Precio unitario [€/h]	Importe [€]
1. Investigación previa	60	15,00	900,00 €
2. Definición del estudio	30	15,00	450,00 €
3. Desarrollo del programa	360	20,00	7.200,00 €
4. Análisis de resultados	120	25,00	3.000,00 €
5. Redacción de la memoria	60	15,00	900,00 €
6. Tutorías	30	60,00	1.800,00 €
TOTAL			14.250,00 €

Resumen del presupuesto

Concepto	Importe
Adquisición de bienes y equipos	830,44 €
Ingeniería	14.250,00 €
TOTAL	15.080,44 €



Referencias

- [1] C.-T. Huang y C.-J. Yu, «Conventional Weaning Parameters Do Not Predict Extubation Outcome in Intubated Subjects Requiring Prolonged Mechanical Ventilation», *Respir. Care*, vol. 58, n.º 8, pp. 1307-1314, 2013.
- [2] E. Benveniste Perez, «Criterios de extubación ampliados en ventilación mecánica prolongada», Universitat Autònoma de Barcelona, 2015.
- [3] J. Alberto, C. Preciado, y B. G. Giraldo, «Análisis y clasificación del patrón respiratorio de pacientes en proceso de retirada del ventilador mecánico», pp. 43-49, 2011.
- [4] J. Chaparro, «Técnicas para la Caracterización del Patrón Respiratorio y Análisis de su Variabilidad en Pacientes Asistidos Mediante Ventilación Mecánica», Universitat Politècnica de Catalunya, 2010.
- [5] S. Ramos Gómez, Luis A; Benito Vales, «Fundamentos de la ventilación mecánica», 1.ª ed., Barcelona: Marge Médica Books, 2012, p. 253.
- [6] E. L. Foundation, «Anatomía y funcionamiento del pulmón sano», *Hojas Inf. sobre el pulmón*.
- [7] J. R. Palacios, «Sistema respiratorio: Anatomía», *Col·legi Of. Inferm. i Inferm. Barcelona*, pp. 1-27.
- [8] M. G. Gromé, «Partes y funciones del sistema respiratorio». [En línea]. Disponible en: <https://www.unprofesor.com/ciencias-naturales/partes-y-funciones-del-sistema-respiratorio-descubre-cuales-son-2280.html>. [Accedido: 15-sep-2018].
- [9] C. Villaseñor Estrada, «Ventilación Pulmonar», 2013. [En línea]. Disponible en: <http://carlos21uvm.blogspot.com.es/2013/03/ventilacion-pulmonar.html>. [Accedido: 27-may-2018].
- [10] B. F. Giraldo, A. Calvo, B. Martínez, y R. Jané, «Caracterización y análisis del ECG, la presión sanguínea y el flujo respiratorio en sujetos sanos», n.º 3, 2013.
- [11] N. I. D. Martínez, «Diseño y Construcción de un Espirómetro Digital con Interfaz en Labview», Universidad de las Américas Puebla, 2007.
- [12] C. Dam, «Pletismografía Pulmonar», 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.clinicadam.com/salud/5/007289.html>. [Accedido: 04-jun-2018].
- [13] M. Expo, «Pletismografía Corporal», *Medical Expo*. [En línea]. Disponible en: <http://www.medicaexpo.es/prod/schiller/product-70731-800453.html>. [Accedido: 24-may-2018].
- [14] D. S. Corralo, «Espirometría», *Webconsultas*, 2018.
- [15] J. M. Ramos-Rodríguez y J. Manuel, «Prueba de Ventilación Espontánea», *Guía Cuid. En La Desconexión La Vent. Mecánica*, vol. 1, n.º 1, pp. 2-45, 2014.

- [16] American Thoracic Society, «Ventilación Mecánica», *Ser. Inf. al Paciente Vent. mecánica*, vol. 172, p. 2, 2013.
- [17] Á. ARMES RAMCHANDANI, M. R. MOSEGUE MORENO, y M. GALLOWAY HDEZ, «Ventilación Mecánica: Conocimientos Básicos», vol. 3, n.º 1. p. 6, 2010.
- [18] A. Esteban *et al.*, «Effect of spontaneous breathing trial duration on outcome of attempts to discontinue mechanical ventilation», *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 159, n.º 2, pp. 512-518, 1999.
- [19] «Data base WEANDB», Barcelona, 2008.
- [20] «Resumen de las características de los filtro analógicos de Butterworth y Chebyshev», Bilbao, 2005.
- [21] «Amplitud intercuartílica», *Wikipedia*, 2018. [En línea]. Disponible en: https://ca.wikipedia.org/wiki/Amplitud_interquartílica. [Accedido: 25-abr-2018].
- [22] «Curtosis», *Universo fórmulas*. [En línea]. Disponible en: <http://www.universoformulas.com/estadistica/descriptiva/curtosis/>. [Accedido: 13-may-2018].
- [23] «Contraste de hipótesis», *Wikipedia*, 2018. [En línea]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Contraste_de_hipótesis.
- [24] Gobierno Vasco;, «Intervalos De Confianza». .
- [25] P. Galindo, «Test no paramétricos: U de Mann-Whitney. Módulo 6», 2013.
- [26] V. A. Riera, M. G. Estany, C. M. Vaquer, I. M. de Anta, E. T. Puig, y N. V. Canela, «Pruebas para dos muestras independientes», *Universitat de Barcelona*, 2005. [En línea]. Disponible en: http://www.ub.edu/aplica_infor/spss/cap6-2.htm. [Accedido: 16-sep-2018].
- [27] F. A. Sarria, «Tema 9: Clasificación». Universidad de Murcia, 2006.
- [28] J. A. Rodrigo, «Análisis discriminante lineal (LDA) y Análisis discriminante cuadrático (QDA)», p. 50, 2016.
- [29] J. A. Rodrigo, «Máquinas de Vector Soporte (Support Vector Machines, SVMs)», p. 35, 2017.
- [30] J. M. M. Diazaraque, «Análisis de regresión lineal», *Guía SPSS*, vol. 18.
- [31] J. A. Rodrigo, «Correlación Lineal y Regresión Lineal Simple», 2016.
- [32] Mathworks, «Multiple linear regression». [En línea]. Disponible en: <https://es.mathworks.com/help/stats/regress.html>. [Accedido: 26-sep-2018].
- [33] J. A. Rodrigo, «Validación de modelos de regresión: Cross-validation, OneLeaveOut, Bootstrap», p. 17, 2016.

- [34] C. Cuevas Renaud, «Validez y fiabilidad de las medidas de exposición y medición», 2010.
- [35] O. C. del C. Climàtic, «Factor d'emissió associat a l'energia elèctrica: el mix elèctric», 2018. [En línea]. Disponible en: http://canviclimatic.gencat.cat/ca/reduceix_emissions/com-calculer-emissions-de-geh/factors_demissio_associats_a_lenergia/. [Accedido: 04-jun-2018].
- [36] National Instruments, «NI 6023E/6024E/6025E Family Specifications». National Instruments Corporation, 2005.
- [37] DRE, «Datex Ohmeda Compact S/5 iMM». [En línea]. Disponible en: <https://www.dremed.com/id/1707/language/es>. [Accedido: 04-jun-2018].
- [38] Organización Mundial de la Salud, «Introducción al programa de mantenimiento de equipos médicos», en *Innovación en materia de dispositivos médicos*, Ginebra: OMS, 2012.

Anexo A: Resultados de la caracterización

El anexo recopila las tablas exportadas de la caracterización de las señales, agrupadas por paciente y por grupos, sexo y edad.

A1. Tabla de caracterización por paciente

Id	Grupo	Plns_md	Plns_std	Plns_iqr	Plns_k	Plns_sk	Plns_cv	MxIns_md	MxIns_std	MxIns_iqr	MxIns_k	MxIns_sk	MxIns_cv
p0001	1	774,435	451,850	537,306	46,725	4,442	58,346	336,245	87,478	110,005	3,956	-0,073	26,016
p0004	1	570,059	552,086	793,174	4,070	1,208	96,847	298,869	75,978	89,912	5,968	-0,138	25,422
p0006	1	1720,513	1344,859	1926,698	5,786	1,363	78,166	152,563	94,229	93,657	12,284	2,078	61,764
p0008	1	1495,782	856,256	1228,304	3,898	0,756	57,245	241,671	28,240	29,177	11,088	-0,584	11,685
p0012	1	1119,517	648,698	858,904	5,150	1,011	57,944	220,608	55,772	57,679	13,304	1,661	25,281
p0013	1	436,691	310,176	426,361	8,510	1,451	71,029	51,421	22,969	19,414	26,306	3,328	44,669
p0014	0	2820,009	2314,848	4128,112	2,480	0,524	82,087	728,703	238,053	342,686	2,879	-0,154	32,668
p0015	2	684,002	1256,381	274,123	11,421	2,787	183,681	1009,994	170,939	234,464	2,706	-0,061	16,925
p0016	1	1539,704	861,188	1073,377	4,453	0,846	55,932	153,748	65,989	78,760	17,471	1,560	42,920
p0018	1	1855,608	1074,458	1630,897	2,123	-0,117	57,903	199,931	29,941	39,405	4,047	-0,575	14,976
p0019	1	1422,779	441,884	508,715	3,951	-0,540	31,058	159,125	47,074	43,231	7,775	1,798	29,583
p0021	0	1200,551	1257,016	905,709	24,730	3,724	104,703	305,786	139,231	124,324	20,613	3,023	45,532
p0022	0	1335,382	943,246	1456,912	4,290	0,913	70,635	603,396	162,710	204,970	3,595	0,777	26,966
p0024	1	1238,559	855,256	1162,343	4,283	0,892	69,053	156,381	58,600	49,954	12,971	2,292	37,472
p0025	1	367,541	569,293	333,858	67,178	6,222	154,892	161,482	89,982	108,878	3,814	1,049	55,723
p0027	1	2353,897	1331,080	1494,280	35,926	3,357	56,548	189,728	116,821	88,371	126,245	8,441	61,573
p0028	1	3526,767	2150,553	2101,024	52,001	3,907	60,978	413,575	230,052	234,832	18,289	2,834	55,625
p0029	1	2436,511	1377,535	1459,989	26,414	2,951	56,537	341,650	229,452	39,070	24,116	4,242	67,160
p0030	1	3091,062	1398,736	1906,817	4,887	0,696	45,251	215,085	97,521	98,091	34,341	3,979	45,341

Annexos

p0032	1	134,972	108,100	89,157	68,902	6,638	80,090	170,069	44,091	49,166	5,077	-0,155	25,925
p0034	1	3105,432	1571,753	2310,894	4,113	0,673	50,613	633,208	149,186	184,021	3,886	-0,116	23,560
p0035	1	3876,159	1984,513	3007,197	2,260	-0,013	51,198	186,459	80,697	106,854	4,344	0,774	43,279
p0036	1	5051,074	2012,940	3190,643	2,848	0,096	39,852	290,917	153,442	156,295	33,305	3,352	52,744
p0038	1	4702,240	2270,294	2907,182	4,021	0,159	48,281	529,510	343,396	371,021	7,222	1,714	64,852
p0039	1	1320,188	936,658	1363,521	3,976	0,899	70,949	571,873	162,906	210,569	4,666	0,906	28,486
p0040	1	2546,075	1279,186	1691,042	2,888	-0,264	50,241	558,285	89,589	112,619	3,703	0,545	16,047
p0041	1	983,922	884,691	1249,001	3,559	1,227	89,915	339,567	88,058	91,529	5,736	0,632	25,932
p0042	1	3176,153	2307,274	3864,154	2,322	0,485	72,644	361,523	128,389	147,509	7,185	1,161	35,513
p0043	2	1208,201	1039,830	1437,648	8,877	1,607	86,064	277,193	177,793	187,484	8,420	1,807	64,141
p0044	1	2366,762	1411,518	2191,568	2,908	0,463	59,639	693,083	211,886	268,624	3,394	0,270	30,571
p0047	0	2424,430	4650,363	1414,635	29,700	4,374	191,813	742,836	510,020	320,292	4,634	1,640	68,659
p0048	0	4305,579	2239,342	2958,943	12,298	0,892	52,010	774,769	158,734	179,397	3,731	0,533	20,488
p0049	1	2045,728	1353,790	1920,904	2,773	0,357	66,176	417,918	248,645	64,660	16,746	3,648	59,496
p0051	0	994,166	605,985	856,306	6,632	1,011	60,954	263,717	73,020	97,481	4,760	0,379	27,689
p0053	0	782,270	993,992	386,659	124,317	9,181	127,065	777,424	260,136	384,148	2,291	-0,063	33,461
p0054	1	3261,801	1484,131	1489,011	15,348	2,177	45,500	393,597	141,095	145,548	5,429	0,916	35,848
p0055	0	2927,661	1011,849	1285,085	6,205	0,356	34,562	480,001	153,799	205,802	3,208	0,881	32,041
p0056	1	4964,702	2258,387	3165,716	2,375	-0,363	45,489	683,474	225,833	143,819	6,307	-1,536	33,042
p0059	0	1864,137	1051,898	1421,277	2,898	0,403	56,428	356,602	114,457	89,204	12,409	2,581	32,097
p0061	1	2250,253	1740,462	1279,203	48,148	5,329	77,345	489,698	272,946	233,490	11,633	1,667	55,738
p0063	2	4343,991	3821,564	2885,509	48,502	5,176	87,974	459,364	265,647	299,815	9,737	1,548	57,829
p0064	1	2048,627	1134,438	1513,546	8,605	1,294	55,376	541,414	140,929	150,440	5,082	0,633	26,030
p0066	2	5027,724	2411,419	2907,427	3,156	0,255	47,962	586,070	129,018	143,036	4,804	0,294	22,014
p0067	1	5660,841	4338,605	7144,177	2,740	0,648	76,642	1238,189	268,320	367,711	3,230	-0,296	21,670
p0068	1	1428,570	1162,758	1998,721	2,502	0,571	81,393	290,327	71,932	68,097	7,096	0,701	24,776
p0069	0	709,881	455,189	507,075	21,566	2,609	64,122	587,725	76,236	98,201	5,700	-0,810	12,971

Análisis de la potencia de inspiración en pacientes en proceso de extubación

p0070	1	3229,676	987,969	1318,942	3,042	-0,276	30,590	249,091	79,502	60,321	79,317	6,158	31,917
p0073	2	5355,709	3095,374	2497,200	72,958	5,773	57,796	729,112	248,414	246,334	10,384	1,635	34,071
p0074	1	3705,751	2103,219	3053,562	6,446	0,939	56,756	812,091	345,541	303,925	5,080	1,446	42,549
p0075	0	522,216	620,162	228,238	68,692	7,098	118,756	712,219	213,915	236,115	5,565	0,554	30,035
p0076	1	1466,112	1872,895	1450,495	8,583	2,303	127,746	466,315	342,447	363,296	6,298	1,539	73,437
p0077	2	1471,501	1420,704	2341,454	2,870	0,809	96,548	974,949	119,701	120,008	13,509	1,907	12,278
p0078	1	4910,285	6981,596	1769,209	39,392	5,589	142,183	571,699	421,003	218,030	8,546	2,466	73,641
p0079	2	1482,393	1687,084	1391,695	33,306	4,363	113,808	338,573	207,530	164,705	28,178	4,080	61,295
p0080	2	2519,547	1636,040	2509,277	2,368	0,297	64,934	515,461	258,662	299,768	4,683	0,872	50,181
p0081	1	4161,397	4020,115	4934,787	11,532	2,275	96,605	985,588	396,803	419,266	3,950	0,740	40,261
p0082	1	1637,273	1638,146	2948,121	1,952	0,701	100,053	574,050	66,460	81,298	10,208	-0,955	11,577
p0083	1	2601,689	1482,071	1990,248	5,433	0,780	56,966	356,653	165,565	177,893	12,008	1,987	46,422
p0084	1	1533,575	1241,280	1777,694	4,674	1,115	80,940	256,397	164,337	109,613	11,607	2,492	64,095
p0085	2	3845,608	1924,430	2482,725	2,807	0,140	50,042	1256,364	269,659	276,712	5,127	1,053	21,463
p0086	1	1932,294	1239,604	1287,686	53,869	4,402	64,152	220,543	139,615	199,160	3,210	0,559	63,305
p0087	1	1821,401	1340,832	1890,787	3,739	1,000	73,615	516,608	171,921	171,541	6,008	0,073	33,279
p0088	1	1577,194	932,679	1348,036	3,243	0,682	59,135	343,351	109,264	129,829	3,846	0,176	31,823
p0089	2	557,516	759,119	171,493	7,313	2,185	136,161	347,755	161,931	90,484	3,286	-1,347	46,565
p0092	0	4784,604	4611,537	2821,712	17,521	3,183	96,383	1098,302	402,934	399,602	3,660	1,071	36,687
p0093	1	5279,695	6595,665	5566,725	4,440	1,612	124,925	1018,274	703,874	1312,111	1,592	0,206	69,124
p0096	2	4194,269	2450,537	4134,561	2,279	0,224	58,426	362,017	127,508	194,494	3,299	0,145	35,222
p0097	1	12818,507	5565,092	5824,501	9,794	1,712	43,415	1233,483	337,561	369,899	4,081	0,406	27,366
p0099	1	8419,713	5562,171	7444,238	3,324	0,755	66,061	1290,159	700,232	870,952	2,409	-0,773	54,275
p0100	2	3625,590	2356,683	3276,281	3,744	0,531	65,001	593,228	370,736	652,275	2,084	0,627	62,495
p0101	1	4792,671	4204,053	4169,763	40,015	4,025	87,718	725,789	284,073	248,419	7,413	1,627	39,140
p0102	2	709,519	563,654	549,911	14,412	2,562	79,442	872,313	169,512	195,338	4,831	-0,287	19,432
p0103	1	9458,795	4209,564	4988,038	5,062	0,577	44,504	1157,995	261,349	250,246	8,982	-1,095	22,569
p0104	0	610,149	837,488	256,022	30,568	4,636	137,260	533,391	110,220	82,723	3,996	-1,135	20,664



Annexos

p0105	2	2532,734	1758,847	1193,075	123,177	8,354	69,445	115,109	103,053	111,949	11,745	2,328	89,526
p0106	2	12767,347	7500,806	8597,457	2,497	0,029	58,750	1064,594	872,384	1863,041	1,247	-0,225	81,945
p0107	2	2664,754	1807,239	3106,365	2,302	0,292	67,820	1233,735	257,792	322,708	4,033	-0,483	20,895
p0108	0	4705,278	2654,414	2448,341	16,822	2,381	56,414	862,525	311,616	169,559	6,737	-0,393	36,128
p0109	1	3280,686	4320,602	3842,271	42,956	5,436	131,698	409,374	244,493	103,512	25,889	4,346	59,724
p0111	1	4134,512	3197,340	5210,677	3,044	0,672	77,333	748,789	214,161	231,285	6,901	1,416	28,601
p0113	1	4319,008	1358,666	1608,951	3,618	-0,171	31,458	490,169	118,512	172,460	2,950	-0,567	24,178
p0114	2	2376,718	1915,090	1405,273	68,603	6,159	80,577	184,973	166,107	67,865	51,529	6,071	89,801
p0115	2	2835,241	1738,252	2151,995	5,428	1,234	61,309	787,064	238,677	265,616	6,785	1,059	30,325
p0116	0	850,941	372,410	412,111	6,570	1,107	43,764	592,807	84,444	106,692	8,153	-0,925	14,245
p0117	0	394,495	190,594	239,074	10,113	1,611	48,314	409,590	65,971	84,240	3,393	-0,281	16,107
p0118	1	4570,672	3608,513	4400,891	29,617	3,545	78,949	1799,603	280,851	384,982	9,009	-1,867	15,606
p0119	1	2576,970	2004,774	4020,188	1,629	0,027	77,796	863,585	204,384	308,159	3,402	0,963	23,667
p0120	0	4277,013	1929,522	1907,431	10,707	0,927	45,114	615,297	143,601	155,823	5,527	0,210	23,339
p0121	1	2363,530	1947,968	2579,727	7,561	1,590	82,418	392,282	224,955	274,836	5,068	0,584	57,345
p0122	1	3902,898	1804,860	1800,351	13,334	1,870	46,244	493,195	108,675	93,842	7,221	0,795	22,035
p0123	0	695,419	564,214	863,565	7,547	1,424	81,133	506,264	83,580	102,188	4,750	-0,683	16,509
p0124	1	3921,565	4969,645	4026,760	71,264	7,143	126,726	578,013	250,330	183,070	10,286	0,664	43,309
p0125	0	17707,687	9964,344	16347,683	1,896	-0,098	56,271	1824,706	323,067	423,302	7,385	-1,796	17,705
p0127	1	4722,780	1893,601	1820,775	11,513	0,566	40,095	508,947	143,024	120,019	47,008	4,147	28,102
p0128	1	2648,497	1968,696	2629,659	4,735	1,110	74,333	399,186	156,541	118,306	10,182	2,016	39,215
p0129	1	2871,825	2044,091	2494,930	5,702	1,256	71,177	326,884	205,390	154,928	15,254	2,094	62,833
p0131	1	1604,391	1234,744	1151,064	11,691	2,363	76,960	358,047	150,938	169,798	5,862	0,499	42,156
p0132	1	1995,600	2117,686	2234,237	20,750	2,958	106,118	425,692	303,482	271,764	11,289	2,416	71,291
p0140	1	5473,642	2761,993	3511,124	3,715	0,915	50,460	563,010	280,641	337,026	2,327	-0,734	49,847
p1001	0	2722,732	1005,091	950,780	200,737	9,504	36,915	292,295	83,071	124,845	10,106	0,658	28,420
p1003	0	1301,920	633,398	691,708	86,244	5,069	48,651	185,130	41,502	22,284	242,328	11,510	22,418

Análisis de la potencia de inspiración en pacientes en proceso de extubación

p1004	0	3603,286	1601,768	2359,214	2,386	-0,130	44,453	249,783	69,176	92,439	3,074	0,375	27,695
p1005	0	418,369	175,052	218,047	4,431	0,642	41,842	56,036	13,181	12,359	7,630	1,210	23,522
p1007	0	1464,495	584,027	707,391	4,046	0,293	39,879	312,360	90,405	131,952	2,887	0,074	28,942
p1010	0	1742,071	948,651	1051,329	143,735	7,305	54,455	771,381	141,613	210,990	3,208	-0,410	18,358
p1014	1	2609,956	891,388	1233,114	3,866	0,565	34,153	267,849	60,716	71,920	4,573	0,285	22,668
p1017	1	1017,788	363,014	363,198	19,889	2,688	35,667	146,484	23,295	29,385	5,302	0,887	15,903
p1019	1	4027,058	2308,883	3831,945	2,276	-0,079	57,334	1031,177	119,295	27,125	9,122	-2,495	11,569
p1020	1	944,937	426,109	407,524	21,096	2,941	45,094	188,008	49,366	45,234	19,481	2,377	26,257
p1023	1	1365,393	780,517	1048,926	9,377	1,169	57,164	259,810	85,447	100,721	11,140	1,159	32,888
p1024	0	2084,460	610,118	597,690	6,777	1,186	29,270	176,474	70,820	54,351	28,261	3,453	40,131
p1027	1	1425,713	626,797	614,760	8,668	1,396	43,964	192,623	77,419	45,878	10,198	2,420	40,192
p1029	0	1309,237	1332,587	939,769	24,302	3,865	101,783	184,376	145,495	132,004	10,580	2,357	78,912
p1031	0	1851,388	1364,660	811,818	34,785	4,787	73,710	289,637	93,690	81,644	20,322	2,698	32,347
p1032	0	2387,767	3042,790	1353,885	12,770	3,107	127,432	492,285	303,403	465,079	2,310	0,664	61,632
p1033	0	3897,080	2688,800	2632,459	30,026	3,777	68,995	492,877	213,283	139,544	5,508	1,710	43,273
p1034	0	4628,529	814,992	991,065	7,373	-1,369	17,608	265,844	43,497	35,697	16,405	-2,446	16,362
p1039	1	1491,655	727,831	932,028	4,053	0,758	48,794	131,819	51,072	66,575	2,980	0,218	38,744
p1040	0	3541,137	2201,015	2516,843	7,609	1,591	62,156	784,293	246,994	391,386	2,338	-0,571	31,493
p1041	1	1004,102	703,111	1064,930	2,971	0,683	70,024	59,619	43,968	44,702	8,304	2,102	73,748
p1044	0	611,442	554,998	863,821	2,923	0,874	90,769	388,949	53,957	55,840	7,702	-1,385	13,873
p1051	1	1747,785	496,891	551,221	4,887	-0,039	28,430	194,645	43,996	59,731	4,362	0,503	22,603
p1054	1	789,235	519,453	582,593	15,999	2,446	65,817	223,433	86,656	95,113	3,267	-0,348	38,784
p1055	2	319,625	145,357	174,491	4,727	0,729	45,477	69,372	20,044	23,257	4,381	0,782	28,894
p1061	0	692,875	423,733	437,396	18,412	2,633	61,156	76,933	36,916	50,778	9,610	1,363	47,984
p1062	1	1079,164	604,394	755,082	14,574	1,994	56,006	92,760	80,474	79,309	67,901	5,957	86,755
p1064	1	2259,868	1590,060	1275,693	82,732	6,869	70,361	345,837	101,592	101,349	6,599	0,891	29,376
p1065	2	948,559	343,538	413,279	4,208	0,470	36,217	104,515	42,103	65,253	2,556	0,338	40,284
p1071	1	1106,981	347,478	472,456	2,888	-0,169	31,390	65,710	18,327	22,038	3,778	0,011	27,891



Annexos

p1077	0	1232,482	777,958	1124,218	3,087	0,629	63,121	142,091	58,324	69,093	3,341	-0,440	41,047
p1078	1	3593,801	2668,820	4460,946	2,662	0,607	74,262	389,267	262,134	449,353	2,166	0,444	67,340
p1081	1	864,928	369,435	471,175	3,348	0,422	42,713	125,808	46,040	44,910	11,462	1,862	36,596
p1083	1	1813,716	573,167	689,554	7,143	0,103	31,602	177,613	54,193	44,074	6,210	0,194	30,512
p1084	1	3960,666	2827,026	2512,294	21,223	2,927	71,378	666,916	260,023	481,770	1,902	0,686	38,989
p1087	0	1527,239	624,987	940,070	3,600	0,104	40,923	112,846	36,688	41,660	12,018	0,765	32,512
p1088	1	3264,946	2226,899	2881,845	4,160	0,983	68,206	250,572	213,416	369,656	3,263	0,779	85,171
p1090	1	1277,607	510,612	764,992	2,598	-0,082	39,966	217,255	33,345	37,312	5,751	0,582	15,348
p1092	1	414,467	687,394	283,629	11,998	2,836	165,850	358,367	102,361	71,252	9,117	-0,027	28,563
p1093	0	2132,190	677,738	933,162	3,248	-0,119	31,786	527,688	57,258	73,078	4,342	-0,639	10,851
p1094	1	1548,423	840,725	1354,986	5,633	0,966	54,296	477,353	48,662	59,152	4,274	-0,323	10,194
p1096	1	4107,556	2164,788	2516,336	3,083	0,254	52,703	432,540	253,430	391,075	2,749	0,844	58,591
p1097	1	1393,550	644,812	705,284	14,845	2,007	46,271	175,666	59,692	72,366	4,084	0,460	33,981
p1099	0	1447,476	995,615	1096,660	18,561	2,564	68,783	154,499	120,006	83,650	35,621	4,879	77,675
p1100	1	1660,941	1113,411	1064,470	19,831	2,988	67,035	357,605	170,791	215,177	5,338	1,135	47,760
p1101	1	1590,808	900,616	724,873	22,908	3,412	56,614	201,346	103,166	74,957	20,389	3,261	51,238
p1105	1	929,576	465,802	450,970	17,243	2,673	50,109	186,635	51,107	50,403	6,869	0,563	27,384
p1106	1	2023,372	890,205	745,159	15,833	2,674	43,996	310,812	214,264	122,619	7,280	2,252	68,937
p1110	0	708,857	425,729	460,648	7,500	1,616	60,058	135,671	73,707	100,520	3,290	0,789	54,328
p1113	2	1224,454	614,912	730,452	11,535	1,836	50,219	167,670	69,220	84,705	21,809	2,026	41,284
p1116	1	1066,243	545,933	604,560	6,539	0,965	51,202	155,810	87,156	101,618	7,326	1,586	55,938
p1117	1	1754,172	930,831	1051,626	22,717	2,689	53,064	332,664	90,435	129,497	3,213	0,142	27,185
p1118	1	2271,462	1640,956	2744,304	2,410	0,613	72,242	774,485	193,467	158,294	6,897	-1,653	24,980
p1119	1	1645,520	852,562	1148,161	2,688	0,143	51,811	290,656	44,605	53,581	5,632	-0,802	15,346
p1121	1	762,597	776,252	962,812	14,667	2,416	101,791	261,647	97,203	122,249	3,177	0,039	37,150

A2. Tabla de caracterización por grupo

Grupo	Plns_md	Plns_std	Plns_iqr	Plns_k	Plns_sk	Plns_cv	Mxlns_md	Mxlns_std	Mxlns_iqr	Mxlns_k	Mxlns_sk	Mxlns_cv
G0(md)	2390,177	1506,465	1603,150	26,362	2,415	69,014	483,782	144,070	158,357	13,945	0,821	32,712
G0(IC-)	1465,098	937,835	766,384	12,510	1,585	57,606	374,431	108,246	118,630	1,550	0,076	27,219
G0(IC+)	3315,256	2075,094	2439,917	40,213	3,245	80,421	593,134	179,894	198,085	26,341	1,566	38,205
G1(md)	2632,122	1698,827	2023,229	13,682	1,671	66,335	427,222	159,090	171,283	11,354	1,133	39,681
G1(IC-)	2228,735	1411,579	1706,237	10,096	1,316	60,771	363,496	133,472	134,509	7,869	0,780	35,929
G1(IC+)	3035,510	1986,074	2340,222	17,268	2,027	71,899	490,947	184,708	208,057	14,840	1,486	43,433
G2(md)	2890,238	1916,517	2125,319	20,785	2,181	76,079	573,782	211,735	281,396	9,768	1,151	44,136
G2(IC-)	1647,396	1203,644	1269,658	6,274	1,087	60,479	400,160	132,655	105,376	4,447	0,406	33,282
G2(IC+)	4133,080	2629,390	2980,979	35,297	3,275	91,678	747,404	290,815	457,416	15,089	1,896	54,991

A3. Tabla de caracterización por sexo

	Plns_md	Plns_std	Plns_iqr	Plns_k	Plns_sk	Plns_cv	Mxlns_md	Mxlns_std	Mxlns_iqr	Mxlns_k	Mxlns_sk	Mxlns_cv
H(md)	3113,737	2030,479	2260,365	19,993	2,077	67,861	523,782	186,083	213,793	14,306	1,224	39,508
H (std)	2649,639	1737,991	2177,519	31,565	2,147	30,503	363,203	146,037	248,370	29,398	2,125	19,597
M(md)	1765,736	1099,357	1385,226	14,333	1,685	69,138	358,494	123,373	132,099	7,637	0,780	36,893
M (std)	1258,087	760,586	1141,519	21,782	1,957	30,316	233,627	85,800	110,626	5,611	1,307	18,193

A4. Tabla de caracterización por edad

	Plns_md	Plns_std	Plns_iqr	Plns_k	Plns_sk	Plns_cv	Mxlns_md	Mxlns_std	Mxlns_iqr	Mxlns_k	Mxlns_sk	Mxlns_cv
GA(md)	2809,202	1883,811	2032,415	23,771	2,212	69,427	399,635	164,842	170,594	13,982	1,518	44,964
GA(IC-)	1193,476	1280,111	1016,533	39,879	2,416	30,606	221,383	95,652	142,728	17,357	2,024	19,368
GB(md)	3499,821	2326,560	2607,592	16,832	1,987	70,769	552,804	214,860	260,901	9,484	0,966	43,671
GB(IC-)	3716,018	2210,286	2967,356	25,823	1,781	30,860	442,747	179,867	344,056	12,365	1,625	21,128
GC(md)	2132,227	1317,701	1589,558	16,336	1,808	66,876	441,012	137,903	151,901	12,104	0,942	34,017
GC(IC-)	1559,027	1034,437	1375,019	24,670	2,098	30,287	293,810	105,339	128,623	28,882	1,912	16,855

Anexo B: Resultados del contraste de hipótesis

G01				
Parámetro	Valor G0	Valor G1	p-valor	Resultado
Plns_md	2390,18	2632,12	0,1449	0
Plns_std	1506,46	1698,83	0,0769	0
Plns_iqr	1603,15	2023,23	0,0048	1
Plns_k	26,36	13,68	0,0387	1
Plns_sk	2,41	1,67	0,2764	0
Plns_cv	69,01	66,34	0,8604	0
Mxlns_md	483,78	427,22	0,2257	0
Mxlns_std	144,07	159,09	0,6445	0
Mxlns_iqr	158,36	171,28	0,8758	0
Mxlns_k	13,95	11,35	0,3150	0
Mxlns_sk	0,82	1,13	0,2516	0
Mxlns_cv	32,71	39,68	0,0853	0
Ti_md	1,01	1,09	0,0004	1
Ti_std	0,22	0,32	0,2044	0
Ti_iqr	0,21	0,20	0,0449	1
Ti_k	65,17	61,01	0,5442	0
Ti_sk	3,68	3,76	0,2083	0
Ti_cv	20,75	27,97	0,6743	0
Te_md	1,30	1,74	0,0000	1
Te_std	0,57	0,73	0,3887	0
Te_iqr	0,27	0,39	0,0171	1
Te_k	124,86	77,27	0,0757	0
Te_sk	7,27	5,39	0,1187	0
Te_cv	44,18	43,63	0,5204	0
Ttot_md	2,31	2,84	0,0000	1
Ttot_std	0,66	0,87	0,5514	0
Ttot_iqr	0,39	0,51	0,0621	0
Ttot_k	106,86	79,87	0,4134	0
Ttot_sk	6,24	5,27	0,4134	0
Ttot_cv	29,71	31,74	0,5927	0

G02				
Paràmetre	Valor G0	Valor G2	p-valor	Resultado
Plns_md	2390,18	2890,24	0,4949	0
Plns_std	1506,46	1916,52	0,0252	1
Plns_iqr	1603,15	2125,32	0,0443	1
Plns_k	26,36	20,79	0,3534	0
Plns_sk	2,41	2,18	0,6333	0
Plns_cv	69,01	76,08	0,3910	0
Mxlns_md	483,78	573,78	0,2856	0
Mxlns_std	144,07	211,73	0,0252	1
Mxlns_iqr	158,36	281,40	0,1218	0
Mxlns_k	13,95	9,77	0,9911	0
Mxlns_sk	0,82	1,15	0,5171	0
Mxlns_cv	32,71	44,14	0,1139	0
Ti_md	1,01	1,08	0,2146	0
Ti_std	0,22	0,27	0,3534	0
Ti_iqr	0,21	0,27	0,3183	0
Ti_k	65,17	34,36	0,6333	0
Ti_sk	3,68	2,65	0,7044	0
Ti_cv	20,75	23,48	0,8373	0
Te_md	1,30	1,76	0,0008	1
Te_std	0,57	0,89	0,1579	0
Te_iqr	0,27	0,47	0,2856	0
Te_k	124,86	35,37	0,0350	1
Te_sk	7,27	4,09	0,0379	1
Te_cv	44,18	44,73	0,3719	0
Ttot_md	2,31	2,84	0,0126	1
Ttot_std	0,66	0,98	0,1682	0
Ttot_iqr	0,39	0,65	0,3016	0
Ttot_k	106,86	29,52	0,0864	0
Ttot_sk	6,24	3,44	0,1064	0
Ttot_cv	29,71	31,09	0,4949	0

G12				
Parámetro	Valor G1	Valor G2	p-valor	Resultado
Plns_md	2632,12	2890,24	0,7580	0
Plns_std	1698,83	1916,52	0,2350	0
Plns_iqr	2023,23	2125,32	0,5660	0
Plns_k	13,68	20,79	0,9294	0
Plns_sk	1,67	2,18	0,7510	0
Plns_cv	66,34	76,08	0,2371	0
Mxlns_md	427,22	573,78	0,0807	0
Mxlns_std	159,09	211,73	0,0460	1
Mxlns_iqr	171,28	281,40	0,1023	0
Mxlns_k	11,35	9,77	0,4592	0
Mxlns_sk	1,13	1,15	0,9980	0
Mxlns_cv	39,68	44,14	0,6716	0
Ti_md	1,09	1,08	0,4892	0
Ti_std	0,32	0,27	0,5949	0
Ti_iqr	0,20	0,27	0,0900	0
Ti_k	61,01	34,36	0,4023	0
Ti_sk	3,76	2,65	0,3415	0
Ti_cv	27,97	23,48	0,9853	0
Te_md	1,74	1,76	0,5768	0
Te_std	0,73	0,89	0,4994	0
Te_iqr	0,39	0,47	0,4239	0
Te_k	77,27	35,37	0,1466	0
Te_sk	5,39	4,09	0,1798	0
Te_cv	43,63	44,73	0,1437	0
Ttot_md	2,84	2,84	0,8840	0
Ttot_std	0,87	0,98	0,7333	0
Ttot_iqr	0,51	0,65	0,5949	0
Ttot_k	79,87	29,52	0,1313	0
Ttot_sk	5,27	3,44	0,0950	0
Ttot_cv	31,74	31,09	0,2871	0

Anexo C: Resultados de clasificación

C1. Análisis Discriminante Lineal

Clasificación entre grupo 0 y grupo 1

Coefficientes de la función discriminante canónica

	Función
	1
TE_md	1,803
DInf/TI_iqr	6,232
(Constante)	-4,140

Coefficientes no estandarizados

Resultados de clasificación^{a,c}

Grupo			Pertenencia a grupos pronosticada		Total
			,0	1,0	
Original	Recuento	,0	12	27	39
		1,0	8	86	94
Validación cruzada ^b	Recuento	,0	11	28	39
		1,0	9	85	94

a. 73,7% de casos agrupados originales clasificados correctamente.

b. La validación cruzada se ha realizado sólo para aquellos casos del análisis. En la validación cruzada, cada caso se clasifica mediante las funciones derivadas de todos los casos distintos a dicho caso.

c. 72,2% de casos agrupados validados de forma cruzada clasificados correctamente.

Clasificación entre grupo 0 y grupo 2

Coefficientes de la función discriminante canónica

	Función
	1
TE_md	1,348
MxInf_cv	,033
(Constante)	-3,466

Resultados de clasificación^{a,c}

Grupo			Pertenencia a grupos pronosticada		Total
			,0	2,0	
Original	Recuento	,0	36	3	39
		2,0	13	8	21
Validación cruzada ^b	Recuento	,0	34	5	39
		2,0	13	8	21

a. 73,3% de casos agrupados originales clasificados correctamente.

b. La validación cruzada se ha realizado sólo para aquellos casos del análisis. En la validación cruzada, cada caso se clasifica mediante las funciones derivadas de todos los casos distintos a dicho caso.

c. 70,0% de casos agrupados validados de forma cruzada clasificados correctamente.

Clasificación entre grupo 1 y grupo 2

Coefficientes de la función discriminante canónica

	Función
	1
MxInf_cv	,061
(Constante)	-2,722

Coefficientes no estandarizados

Resultados de clasificación^{a,c}

Grupo			Pertenencia a grupos pronosticada		Total
			1,0	2,0	
Original	Recuento	1,0	93	1	94
		2,0	20	1	21
Validación cruzada ^b	Recuento	1,0	93	1	94
		2,0	20	1	21

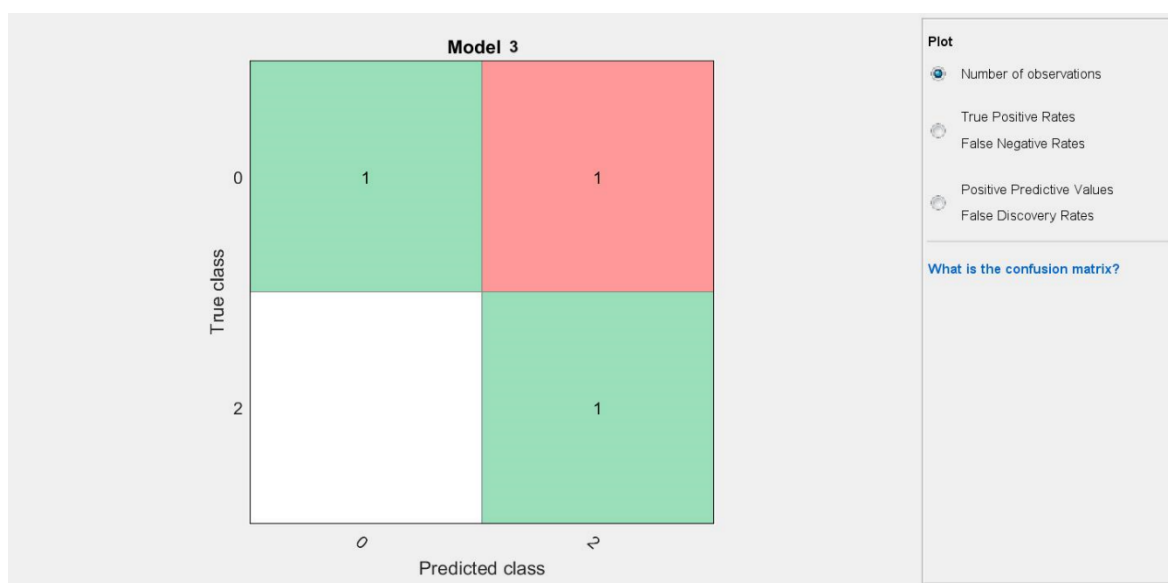
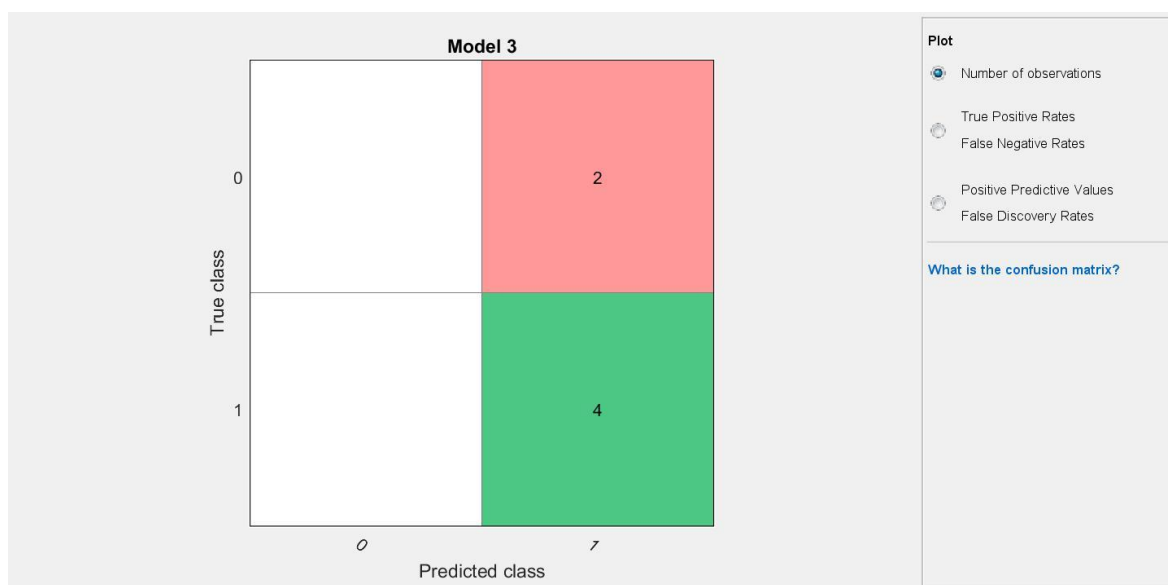
a. 81,7% de casos agrupados originales clasificados correctamente.

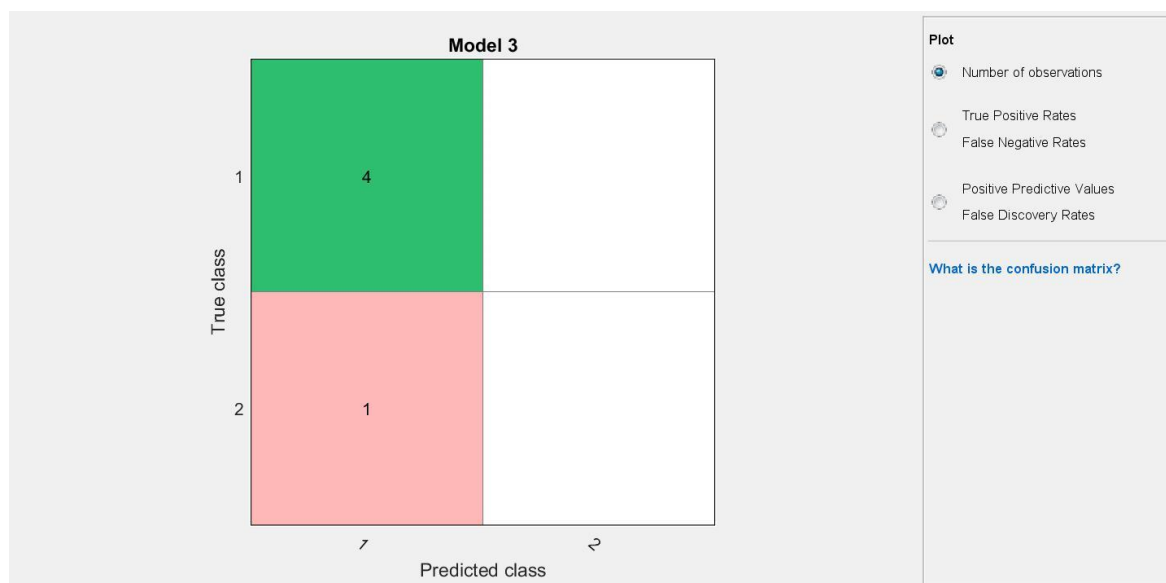
b. La validación cruzada se ha realizado sólo para aquellos casos del análisis. En la validación cruzada, cada caso se clasifica mediante las funciones derivadas de todos los casos distintos a dicho caso.

c. 81,7% de casos agrupados validados de forma cruzada clasificados correctamente.

C2. Máquinas de soporte vectoral

Se adjuntan las tablas de confusión de las 3 comparaciones entre los grupos





Anexo D: Código del programa

D1. Código del filtro Butterworth

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%MARÍA PALOMERA PEYRET - TFG 2017/18 QP
%%ANÁLISIS DE LA POTENCIA DE INSPIRACIÓN EN PACIENTES EN PROCESO DE
%%EXTUBACIÓN
%%TUTORA: Beatriz F. Giraldo Giraldo, ESAII UPC
%%Fecha revisión archivo: 03/06/18
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Acondicionamiento de la señal: Definición del filtro paso bajos
%BLOQUE 1: Carga de la señal
%BLOQUE 2: Densidad espectral de potencia
%BLOQUE 3: Comparativa de filtros paso bajos según el orden
%BLOQUE 4: Decisión
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clear all
close all
%%
%%BLOQUE 1: CARGA DE LA SEÑAL
load('paciente.mat'); paciente=CodBD; paciente=cell2mat(paciente);
load('p0061r.mat','datosflujo');
flujo=datosflujo;

load('p1121r.mat','datosflujo');
flujo1121=datosflujo;
%%
%%BLOQUE 2: DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA
fs=250; %Frecuencia de muestreo

figure(1), clf
periodogram(flujo,rectwin(length(flujo)),length(flujo),fs)
hold on
plot([20,20],[-100,100], 'k','Linewidth',1)

%%
%%BLOQUE 3: COMPARATIVA FILTROS SEGÚN N
flujo=flujo(1:20000);

W_blp = 20/(250/2); %Normalización de la frecuencia de corte

[blp2,alp2]= butter(2,W_blp,'low'); %Filtro pasa bajo de segundo orden.
flujo61_2=filtfilt(blp2,alp2,flujo61);%Doble pasada del filtro
flujo1121_2=filtfilt(blp2,alp2,flujo1121);%Doble pasada del filtro

[blp4,alp4]= butter(4,W_blp,'low'); %Filtro pasa bajo de segundo orden.
flujo61_4=filtfilt(blp4,alp4,flujo61);%Doble pasada del filtro
flujo1121_4=filtfilt(blp4,alp4,flujo1121);%Doble pasada del filtro

[blp6,alp6]= butter(6,W_blp,'low'); %Filtro pasa bajo de segundo orden.
flujo61_6=filtfilt(blp6,alp6,flujo61);%Doble pasada del filtro
flujo1121_6=filtfilt(blp6,alp6,flujo1121);%Doble pasada del filtro

```

```
[blp8,alp8]= butter(8,W_blp,'low');    %Filtro pasa bajo de segundo orden.
flujo61_8=filtfilt(blp8,alp8,flujo61);%Doble pasada del filtro
flujo1121_8=filtfilt(blp8,alp8,flujo1121);%Doble pasada del filtro

[blp10,alp10]= butter(10,W_blp,'low');%Filtro pasa bajo de segundo orden.
flujo61_10=filtfilt(blp10,alp10,flujo61);%Doble pasada del filtro
flujo1121_10=filtfilt(blp10,alp10,flujo1121);%Doble pasada del filtro

figure(2), clf
plot(flujo61, 'k','Linewidth',0.5)
hold on
plot(flujo61_2,'b','Linewidth',0.25)
hold on
plot(flujo61_4,'r','Linewidth',0.25)
hold on
plot(flujo61_6,'m','Linewidth',0.25)
hold on
plot(flujo61_8,'c','Linewidth',0.25)
hold on
plot(flujo61_10,'g','Linewidth',0.25)
hold on
grid on
legend('Flujo - p0061r','n=2','n=4','n=6','n=8','n=10')
title('Señal de flujo respiratorio. Comparación de filtros paso bajo')
xlabel('Muestras')
ylabel('Flujo [mL/s]')

%%
%BLOQUE 5: DECISIÓN
W_blp=5/(250/2);                %Normalización de la frecuencia de corte
[blp,alp]= butter(6,W_blp,'low');%Filtro pasa bajo de segundo orden.
flujo_d=filtfilt(blp,alp,flujo); %Doble pasada del filtro

figure(5), clf
plot(flujo, 'k', 'Linewidth',1)
hold on
plot(flujo_d,'b','Linewidth',1)
hold on
grid on
title('Filtrado de la señal de flujo respiratorio')
legend('Señal de flujo', 'Señal de flujo filtrada')
xlabel('Muestras')
ylabel('Flujo [mL/s]')
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

D2. Definición de puntos significativos

```

%%MARÍA PALOMERA PEYRET - TFG 2017/18 QP
% Fecha de revisión: Agosto 2018
%
%Función para el cálculo de los puntos singulares de la señal (ceros,
%máximos y puntos de inflexión) y su amplitud.
%Como salida se obtienen los vectores
"punto_significativo=[tiempo,amplitud]".

function [posceros,maximos,pinfl] =
a02_Puntos_significativos(flujo,derivada,derivada2)

%1 CEROS DE LA FUNCIÓN
posceros=[];
for i=1:(length(flujo)-1)
    if (flujo(i,2)*flujo(i+1,2))==0
        if flujo(i,2)==0
            posceros=[posceros;flujo(i,1)];
            i=i+1;
        else
            posceros=[posceros;flujo(i+1,1)];
        end
    elseif (flujo(i,2)*flujo(i+1,2))<0
        if abs(flujo(i,2))<abs(flujo(i+1,2))
            posceros=[posceros;flujo(i,1)];
            i=i+1;
        else
            posceros=[posceros;flujo(i+1,1)];
        end
    end
end

%2 CEROS DE LA PRIMERA DERIVADA - MÁXIMOS DE LA FUNCIÓN
posmaximos=[];
for i=1:(length(derivada)-1)
    if ( (derivada(i,2)*derivada(i+1,2))==0 && (
(abs(derivada(i,2)+derivada(i+1,2)))>1 || derivada(i,2)==derivada(i+1,2)
) )
        if derivada(i,2)==0
            posmaximos=[posmaximos;derivada(i,1)];
        else
            posmaximos=[posmaximos;derivada(i+1,1)];
        end
    elseif (derivada(i,2)*derivada(i+1,2))<0
        if abs(derivada(i,2))<abs(derivada(i+1,2))
            posmaximos=[posmaximos;derivada(i,1)];
        else
            posmaximos=[posmaximos;derivada(i+1,1)];
        end
    end
end
end

```

%3 CEROS DE LA SEGUNDA DERIVADA - PUNTOS DE INFLEXIÓN

```

posinfl=[];
for i=1:(length(derivada2)-1)
    if ((derivada2(i,2)*derivada2(i+1,2))==0) &&
        (abs((derivada2(i,2)+derivada2(i+1,2)))>1)
        if derivada2(i,2)==0
            posinfl=[posinfl;derivada2(i,1)];
        else
            posinfl=[posinfl;derivada2(i+1,1)];
        end
    elseif (derivada2(i,2)*derivada2(i+1,2))<0
        if abs(derivada2(i,2))<abs(derivada2(i+1,2))
            posinfl=[posinfl;derivada2(i,1)];
        else
            posinfl=[posinfl;derivada2(i+1,1)];
        end
    end
end
end

```

%4 CÁLCULO DE LA AMPLITUD DE LOS PUNTOS SIGNIFICATIVOS

%4.1 Máximos

```

valmaximos=[];
j=1; i=1;
while i<=length(posmaximos)
    if posmaximos(i)==flujo(j,1)
        valmaximos=[valmaximos;flujo(j,2)];
        j=j+1; i=i+1;
    else
        j=j+1;
    end
end
maximos=[posmaximos,valmaximos];

```

%4.2 Puntos de inflexión

```

valinfl=[];
j=1; i=1;
while i<=length(posinfl)
    if posinfl(i)==flujo(j)
        valinfl=[valinfl;flujo(j,2)];
        j=j+1; i=i+1;
    else
        j=j+1;
    end
end
pinfl=[posinfl,valinfl];
end

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

D3. Obtención de parámetros

```
%MARIÁ PALOMERA PEYRET - TFG 2017/18 QP
% Fecha de revisión: Agosto 2018
%
%Función para el cálculo de los parámetros resultantes de la
%caracterización de la señal:
% Potencia de inspiración
% Máximo en la inspiración
% Tiempo de inspiración
% Tiempo de espiración
% Tiempo total
% Frecuencia respiratoria
% MxInf: Amplitud de máxima inflexión
% DInf: Duración de máxima inflexión
% Potencia de espiración
% Máximo en la espiración
%

function [PIns,MxIns,Ti,Te,Ttot,Frec,DInf,MxInf,PEsp,MxEsp] =
a09_Parametros_caracterizacion(flujo,posceros,maximos,minimos,pinfl,pinfl
N,segmentar,t_ini,t_fin)

%Inicializar variables auxiliares y vectores de parámetros de
%caracterización
PIns=[]; MxIns=[]; DInf=[]; MxInf=[];
i=1; j=1; k=1; m=1; n=1; aux3=[]; aux4=[];
PEsp=[]; MxEsp=[];

%Sumatoria de la señal
sumaflujo=cumsum(flujo(:,2));

%Bucle de recorrido de la señal para identificar los parámetros de
%caracterización
while i<=length(pinfl) && k<length(posceros)
    %Si el punto de inflexión está entre el cero actual y el siguiente
    if ( (pinfl(i,1)>posceros(k)) && (pinfl(i,1)<posceros(k+1)) )
        %Guardar posición de flujo correspondiente al Punto de Inflexión
        while j<(length(flujo)-1)
            if pinfl(i,1)==flujo(j,1)
                aux=j;
                break
            else
                j=j+1;
            end
        end
        %Guardar posición de flujo correspondiente al cero
        while n<length(flujo)
            if posceros(k)==flujo(n)
                aux2=n;
                break
            else
                n=n+1;
            end
        end
    end
end
```

```

%1 POTENCIA DE INSPIRACIÓN
PIns=[PIns;sumaflujo(aux)-sumaflujo(aux2)];

%2 TIEMPO HASTA EL PUNTO DE INFLEXIÓN (Duración del PI)
DInf=[DInf;pinfl(i,1)-posceros(k)];

%3 AMPLITUD DEL PUNTO DE INFLEXIÓN
MxInf=[MxInf;pinfl(i,2)];

%Guardar la posición del cero actual y el siguiente
aux3=[aux3;posceros(k)];
aux4=[aux4;posceros(k+1)];

%4 Máximo en la inspiración
%Con la posición del PI, buscar el máximo más próximo.
for t=1:length(maximos)
    if aux3(length(aux3))-maximos(t,1)<=0
        MxIns=[MxIns;maximos(t,2)];
        break
    end
end

%9 POTENCIA DE ESPIRACIÓN
%Con la posición del PI, buscar el PI_neg más próximo.
for t=1:length(pinflN)
    if pinfl(i,1)-pinflN(t,1)<=0
        puntomin=pinflN(t,:);
        break
    end
end

%Guardar posición de flujo correspondiente al PI_neg encontrado
while m<(length(flujo)-1)
    if puntomin(1,1)==flujo(m,1)
        aux1=m;
        break
    else
        m=m+1;
    end
end
PEsp=[PEsp;sumaflujo(aux1)-sumaflujo(aux2)];

%9 MÁXIMO EN LA ESPIRACIÓN
%Con la posición del inicio del ciclo (cruce por 0), buscar el
%mínimo más próximo.
for t=1:length(minimos)
    if aux3(length(aux3))-minimos(t,1)<=0
        MxEsp=[MxEsp;minimos(t,2)];
        break
    end
end

while (i<length(pinfl)) && (pinfl(i+1,1)<posceros(k+1))
%Mientras el siguiente PI está dentro del mismo ciclo (su
%posición es menor que el siguiente cero), se ignora ese punto
%y se pasa al siguiente PI.

```

```

        i=i+1;
    end
    i=i+1;
    k=k+1;
elseif pinfl(i,1)==posceros(k)
    i=i+1;
else
    k=k+1;
end
end

%5 TIEMPO DE INSPIRACIÓN - Ti
Ti=[];
for i=1:(length(aux3)-1)
    Ti=[Ti;aux4(i)-aux3(i)];
end

%6 TIEMPO DE ESPIRACIÓN - Te
%Tiempo entre el inicio del máximo i+1 y el final del anterior máximo.
Te=[];
for i=1:(length(aux3)-1)
    Te=[Te;aux3(i+1)-aux4(i)];
end

%7 TIEMPO TOTAL DEL CICLO - Ttot
Ttot=[];
for i=1:(length(aux3)-1)
    Ttot=[Ttot;aux3(i+1)-aux3(i)];
end

%8 FRECUENCIA RESPIRATORIA
if segmentar=='A'
    Frec=round(length(Ttot)/30);
else
    Frec=round(length(Ttot)/(t_fin-t_ini));
end

end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

D4. Test de Kolmogorov-Smirnov

```

%%MARÍA PALOMERA PEYRET - TFG 2017/18 QP
% Fecha de revisión: Septiembre 2018
%
%Función para el cálculo del estadístico de Kolmogorov-Smirnov para los
%parámetros entre los grupos G0, G1 y G2.

function [] = a29_KS_grupos(G0_gral,
G1_gral,G2_gral,segmentar,intervalo,tramo)

%1 DEFINIR DATOS PARA LA EXPORTACIÓN
%Definir documentos de escritura
if segmentar=='A'
    libro='Contraste.xlsx';
    hoja='Kolmogorov-Smirnov';
elseif segmentar=='B'
    libro=['Contraste_I',num2str(intervalo),'min.xlsx'];
    hoja=['Kolmogorov-Smirnov_S',num2str(tramo)];
elseif segmentar=='C'
    libro='Contraste_Tramo.xlsx';
    hoja='Kolmogorov-Smirnov';
end

b=158;
%%
%Contraste G0 Vs G1
n=5;
xlswrite(libro,encabezado,hoja,'B5'); %Escritura de encabezado
for i=1:b
    [h,p]=kstest2(G0_gral(:,i),G1_gral(:,i));
    aux=[p,h];
    xlswrite(libro,aux,hoja,['E',num2str(n)]);
    n=n+1;
end

%Contraste G0 Vs G2
n=5;
xlswrite(libro,encabezado,hoja,'H5'); %Escritura de encabezado
for i=1:b
    [h,p]=kstest2(G0_gral(:,i),G2_gral(:,i));
    aux=[p,h];
    xlswrite(libro,aux,hoja,['K',num2str(n)]);
    n=n+1;
end

%Contraste G1 Vs G2
n=5;
xlswrite(libro,encabezado,hoja,'N5'); %Escritura de encabezado
for i=1:b
    [h,p]=kstest2(G1_gral(:,i),G2_gral(:,i));
    aux=[p,h];
    xlswrite(libro,aux,hoja,['Q',num2str(n)]);
    n=n+1;
end
end

```


D5. Obtención de parámetros estadísticamente significativos

```

%%MARÍA PALOMERA PEYRET - TFG 2017/18 QP
% Fecha de revisión: Agosto 2018
%
%Función para guardar el número de columna donde se encuentra el dato
%que presenta diferencias significativas en el grupo dentro del vector de
%datos de cada paciente.
%Pasos:
% 1. Inicializar vectores de los índices
% 2. Leer la columna del resultado de hipótesis del grupo
% 3. Guardar la posición de los parámetros "1" en el vector de índices
% 4. Crear matriz para cada grupo en función de los parámetros 1 y el grupo

function
[Clas_UMann_G01,Clas_UMann_G02,Clas_UMann_G12,Clas_KS_G01,Clas_KS_G02,Clas_KS_G12]=a31_Parametros_sig_grupo(segmentar,intervalo,tramo)

%1 INICIALIZAR
ind_umann_G01=[]; ind_umann_G02=[]; ind_umann_G12=[];
ind_ks_G01=[]; ind_ks_G02=[]; ind_ks_G12=[];
Clas_UMann_G01=[]; Clas_UMann_G02=[]; Clas_UMann_G12=[];
Clas_KS_G01=[]; Clas_KS_G02=[]; Clas_KS_G12=[];

%Kolmogorov-Smirnov
if segmentar=='A'
    libro='Contraste.xlsx';
    hoja='Kolmogorov-Smirnov';
elseif segmentar=='B'
    libro=['Contraste_I',num2str(intervalo),'min.xlsx'];
    hoja=['Kolmogorov-Smirnov_S',num2str(tramo)];
elseif segmentar=='C'
    libro='Contraste_Tramo.xlsx';
    hoja='Kolmogorov-Smirnov';
end

aux=xlsread(libro,hoja,'F5:F162');
for i=1:length(aux)
    if aux(i)==1
        ind_ks_G01=[ind_ks_G01,i];
    end
end

aux=xlsread(libro,hoja,'L5:L162');
for i=1:length(aux)
    if aux(i)==1
        ind_ks_G02=[ind_ks_G02,i];
    end
end

aux=xlsread(libro,hoja,'R5:R162');
for i=1:length(aux)
    if aux(i)==1
        ind_ks_G12=[ind_ks_G12,i];
    end
end
end

```

```

%%
%4 CREAR MATRIZ PARA CADA GRUPO
if segmentar=='A'
    matriz=xlsread('Caracterizacion.xlsx','Hoja1','C2:FD155');
elseif segmentar=='B'

matriz=xlsread(['Caracterizacion_I',num2str(intervalo),'min.xlsx'],['pac_
S',num2str(tramo)],'C2:FD155');
elseif segmentar=='C'
    matriz=xlsread('Caracterizacion_Tramo.xlsx','Hoja1','C2:FD155');
end

grupo=xlsread('WEANDB_clas.xlsx','WNDB_154','E2:E155');

%4.1 Grupo 0-1 Kolmogorov-Smirnov
for i=1:length(ind_ks_G01)
    Clas_KS_G01=[Clas_KS_G01,matriz(:,ind_ks_G01(i))];
end
Clas_KS_G01=[grupo,Clas_KS_G01];
%Eliminar pacientes de otros grupos
for i=1:length(Clas_KS_G01)
    if Clas_KS_G01(i,1)==2
        Clas_KS_G01(i,:)=NaN;
    end
end
Clas_KS_G01(all(isnan(Clas_KS_G01),2),:)=[]; %Eliminar filas con NaN

%4.2 Grupo 0-2 Kolmogorov-Smirnov
for i=1:length(ind_ks_G02)
    Clas_KS_G02=[Clas_KS_G02,matriz(:,ind_ks_G02(i))];
end
Clas_KS_G02=[grupo,Clas_KS_G02];

%Eliminar pacientes de otros grupos
for i=1:length(Clas_KS_G02)
    if Clas_KS_G02(i,1)==1
        Clas_KS_G02(i,:)=NaN;
    end
end
Clas_KS_G02(all(isnan(Clas_KS_G02),2),:)=[]; %Eliminar filas con NaN

%4.3 Grupo 1-2 Kolmogorov-Smirnov
for i=1:length(ind_ks_G12)
    Clas_KS_G12=[Clas_KS_G12,matriz(:,ind_ks_G12(i))];
end
Clas_KS_G12=[grupo,Clas_KS_G12];

%Eliminar pacientes de otros grupos
for i=1:length(Clas_KS_G12)
    if Clas_KS_G12(i,1)==0
        Clas_KS_G12(i,:)=NaN;
    end
end
Clas_KS_G12(all(isnan(Clas_KS_G12),2),:)=[]; %Eliminar filas con NaN
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

